

VISIT...

LANZAROTE
Caliente.COM

Аннотация

Настоящее учебное пособие содержит компилятивные и оригинальные сведения об аппарате движения человека, механике мышечного сокращения, кинематике и динамике двигательных действий. Особое внимание уделено вопросам функционирования звеньев тела человека, как единой системы, что должно помочь студентам разобраться в особенностях биомеханического анализа физических упражнений.

Учебное пособие предназначено для студентов академии физической культуры. Цель курса биомеханики - ознакомить студентов с биомеханическими основами физических упражнений, в частности с основами спортивной техники, вооружить знаниями, необходимыми для правильного применения физических упражнений как средства воспитания.

В результате изучения теоретических разделов курса, выполнения практических и расчетно - графических работ студенты ознакомятся с основами техники двигательных действий, с системно - структурным подходом к анализу сложных явлений и методов моделирования двигательной деятельности, а также овладеют биомеханическим анализом как методом исследования и особым способом мышления, позволяющем раскрыть специфику механики живого тела, понять суть движений в двигательной деятельности.

В основу ряда разделов пособия взяты материалы, таблицы, рисунки В.М.Зациорского, Л.С.Зайцевой, В.А.Заикина, М.А.Каймина, Н.Б.Кичайкиной, Б.И.Прилуцкого, В.Л.Уткина и других специалистов в области биомеханике.

Задача пособия состоит в том, чтобы свести весь объем необходимых знаний в единое целостное представление, помочь студентам выработать определенную систему взглядов и концепций биомеханического обоснования техники спортивных действий.

Заслуженный работник физической культуры,

профессор Волгоградской академии физической

культуры, профессор А.С.Бакулин

I. введение в биомеханику

Термин биомеханика составлен из двух греческих слов: Bios - жизнь и texane - орудие. Как известно, механика - это раздел физики, изучающий механическое движение и механическое взаимодействие материальных тел. Отсюда понятно, что биомеханика - это раздел науки, изучающий двигательные возможности и двигательную деятельность живых существ. Наибольший практический интерес представляет изучение движений человека и высших животных. Первые труды о движениях животных написаны еще Аристотелем (384 - 322 гг до н.э.). На становление биомеханики оказали влияние мыслители прошлого: Гален (131 - 202 гг.), Леонардо да Винчи (1452-1519 гг.), Микеланджело (1475 - 1564 гг.), Джованни Альфонсо Борелли (1608 - 1679 гг.) - автор первой книги по биомеханике "Движения животных", И.М.Сеченов (1875 - 1905 гг.), П.Ф.Лесгафт (1837 -1930 гг.), А.А.Ухтомский (1875 - 1941 гг.) и основоположник отечественной биомеханической школы Н.А.Бернштейн (1896 - 1966 гг.) которые много сделали для развития биомеханики как науки. В последнее время развиваются:

- инженерная биомеханика (связана с робототехникой);

- медицинская биомеханика (профилактика травматизма и протезирование)
- эргономическая биомеханика (связь человека с живой природой).

Элементарной формой движения материи принято считать механическое движение, т.е. перемещение тела в пространстве. Двигательная деятельность человека осуществляется при участии всех органов тела. Однако, непосредственным исполнителем функции движения является двигательный аппарат, состоящий из костей скелета, связок и мышц. Любое физическое движение, даже элементарное, есть сложное явление, содержащее весь комплекс форм движения материи, начиная от простейшей - механической, и кончая высшей формой - мышлением..

Важнейшее различие движения человека от движения машин состоит в том, что машина делает только те движения, которые заложены в ее программу, человек же может в любое мгновение изменить свои движения, исходя из наименьших условий внешней среды или по другим причинам.

Спортсмен при выполнении какого-либо действия постоянно ищет, как лучше его выполнить, т.е. каким образом осуществить свои движения, для достижения поставленной цели. Он управляет своими движениями для достижения поставленной цели, управляет в переменных условиях (абсолютного повторения условий нет и не может быть).

Но чтобы успешно выполнить требуемые движения необходимо знать причины затруднений, причины помех, изменения условий, источники ошибок техники выполнения и пути преодоления этих ошибок. Биомеханика спорта (как часть всей биомеханики) и служит этой цели. Биомеханика в практической деятельности тренера познается все глубже. Биомеханические знания постоянно подкрепляются спортивной практикой.

Биомеханика в целом изучает законы механического движения в живых системах. Изучаются разные системы (биосистемы):

- организма в целом (человек);
- отдельные части его организма (подсистемы), например, двигательный аппарат, сердечно сосудистая система;
- объединения организмов (группа акробатов, пара борцов).

Под механическим движением понимается передвижение всей биосистемы в целом, а также передвижение частей системы относительно друг друга т.е. деформация системы.

Все деформации в биосистемах так или иначе связаны с биологическими процессами, которые играют решающую роль в движениях человека.

Величины сил и их моменты в организме постоянно изменяются. Поэтому механику движений человека и животных называют биологической механикой - **БИОМЕХАНИКОЙ**.

Биомеханика человека и животных очень похожа: внешние силы, силы тяги мышц, контроль за органами чувств, энергетическое обеспечение - в общем одинаковы. Но человек познает законы движения, ставит цели, осознает ход движений, контролирует их, сознательно обучается им, своим разумом и волей управляет движениями для достижения цели.

Все движения человека механически обусловлены, в них участвуют силы самого разного происхождения - от гравитационных сил (тяготения) до упругих сил (мышц) ; все самые сложные процессы организации всех сил в едином действии регулируются самой сложнейшей системой нервных процессов, которые лежат в основе психики человека.

Биомеханика спорта изучает движения человека (спортсмена) при выполнении им различных движений - действий. Изучаются механические и биологические причины движений в зависимости от изменяющихся условий Среды. Для спорта биомеханика участвует в решении трех групп задач: кого учить, чему учить и как учить.

В последние годы получило широкое распространение направление в обучении двигательным действиям - педагогическая кинезиология (Х.Х.Гросс), своего рода синтез, слияние биомеханики и педагогики., т.е.:

- изучаются особенности техники выдающихся спортсменов;
- определяется рациональная организация действий;
- разрабатываются методические приемы освоения движений, методы технического самоконтроля и совершенствования техники.

Биомеханика занимает особое положение среди наук в физическом воспитании и спорте. Она базируется на анатомии, физиологии и фундаментальных научных дисциплинах - физике (механике), математике, теории управления. Взаимодействие биомеханики с биохимией, психологией и эстетикой дало жизнь новым научным направлениям, которые, едва родившись, уже приносят большую практическую пользу. В их числе "психобиомеханика", энергостатические и эстетические аспекты биомеханики. Более других - медико - биологических и педагогических дисциплин биомеханика использует достижения электронно-вычислительной техники. Но главное, биомеханика служит связующим звеном между теорией и практикой физического воспитания, спорта и массовой физической культурой. Опираясь на знания биомеханики, педагогу лучше учить своих воспитанников различным движениям и анализировать их двигательную деятельность.

В связи с тем, что в биомеханике тесно связаны другие науки, сложились различные направления развития биомеханики, т.е. комплексы изучения движений, определенных законов движения, причин и оценки движения как всей живой системы, так и отдельных ее частей.

Выделяют механическое направление - изучающее и объясняющее движения в живой системе на базе законов механики.

Функционально - анатомическое направление - учитывает в движениях биосистем их анатомическое строение и функциональные возможности.

Физиологическое направление изучает и обосновывает движения в биосистемах на базе физиологического развития человека, его биохимических реакций и работе его нервной системы.

Двигательная деятельность спортсмена в любом виде спорта состоит из множества двигательных действий - тренировочных и соревновательных. Они различаются по своей направленности: на накопление сил в тренировке и максимальную отдачу сил для достижения результата в спортивном соревновании. Но построение всех видов двигательных действий примерно одно и то же. Множество суставных движений объединено в сложное единое действие - систему движений.

По теории диалектического материализма материя всегда обладает определенной организацией, она существует в виде конкретных материальных систем. Система - это

внутреннее (или внешнее) упорядоченное множество взаимосвязанных (или взаимодействующих) элементов. Структура системы выступает как совокупность внутренних связей между ее элементами, законов данных связей. Структурность - неотъемлемый элемент всех существующих систем.

Системно - структурный подход представляет собой диалектический способ научного познания мира. Он реализуется, применяется в виде научного системного структурного метода. Суть этого метода в поиске системы: из чего состоят системы, из каких элементов, и в определении их структуры - как организованы конкретные системы. В разных областях знания такой метод, конечно, имеет разное содержание.

В изучении двигательных действий применяется их системный анализ, расчленение системы движений на различающиеся составные части. Это установление состава движений. Одновременно же начинается системный синтез двигательных действий - выявление способов организации элементов в систему. Это выявление структуры системы движений. Системно - структурный подход к изучению движений проявляется в теории структурности движений, заложенной идеями крупнейшего биомеханика Н.А.Бернштейна.

В теории анализа движений можно выделить три принципа.

Принципы структурности построения систем движений : все движения в системе так или иначе взаимосвязаны. Действие не просто набор движений, не их сумма, а сложнейшая структурная организация. Именно такая организация и придает действию его целостность. Все движения в системе движений направлены к единой цели и поэтому все действие в целом так совершенно.

Принцип целостности действия обусловлен структурностью построения системы движений. Структурные взаимосвязи в системе проявляются в том, что система на различные изменения условий и самого хода действия реагирует как нечто целое. Возникает где-то ошибка, и она влечет за собой целую цепочку ошибок. Удастся исправить один какой-то недостаток в технике и сразу улучшаются все действия в целом.

Принцип сознательной целенаправленности двигательных действий заключается в том, что "человек в норме не делает просто движений, но всегда действия" (Н.А.Бернштейн). Человек обычно всегда предвидит заранее, что надо делать и как надо делать, это значит, что в действиях его имеется смысл, цель, для этого он подбирает целесообразные движения, соединяет их в систему, контролирует ход выполнения, управляет ими для достижения цели.

Конечно, не каждое биомеханическое исследование построено на системно - структурном методе. Большое значение в анализе имеет и чисто функциональное изучение элементов действий. Нужно знать, как те или иные причины, факторы влияют на те или иные особенности, характеристики движений. Надо найти показатели, внешние признаки, по которым можно судить об уровне мастерства спортсмена, его физической и технической подготовленности. При этом, обычно, не охватывается вся система в целом и во всех ее деталях.

Исследование регулирующих механизмов неровной деятельности показали исключительную сложность процессов управления движениями. Н.А.Бернштейном установлен важный принцип управления движениями общепризнанный в настоящее время. Он состоит в следующем: управление движениями осуществляется посредством:

- приспособления импульсов (команд) нервной системы по ходу движения к конкретным условиям его выполнения;

- устранения отклонений от решения задачи движений (коррекция непосредственно в процессе движения)

Изучение движений, в конечном счете, направлено на то, чтобы найти наиболее совершенные способы двигательных действий и научиться лучше их выполнять. Изучение имеет педагогическую направленность. По выражению А.А.Ухтомского, биомеханика исследует, "каким образом полученная механическая энергия и напряжение может приобрести рабочее применение, т.е. научное обоснование тренировочного процесса, подбор вспомогательных упражнений, контроль эффективности методов тренировки. Исходя из сказанного, можно сформулировать общую задачу изучения движений человека в биомеханике спорта - это оценка эффективности применения сил для более совершенного достижения поставленной цели. Из общей задачи, охватывающей всю область изучения движений, выделяются частные задачи, которые сосредоточены на рассмотрении и исследовании влияния на движение конкретных вопросов изучаемых явлений. К основным из них можно отнести:

- изучение особенности строения опорно - двигательного аппарата спортсменов, его механические свойства и функции с учетом возрастных особенностей и т.д.

- поиск рациональности спортивной техники спортсмена обусловленной особенностями движений отдельных частей тела с учетом особенностей строения;

- оценка технического совершенства спортсмена - его спортивная подготовленность, рациональность и подбор специальных упражнений для технической и физической подготовки, оценки методов тренировки и контроль за их эффективностью.

Биомеханические характеристики

Специфической особенностью биомеханики являются биомеханические характеристики движений. Это показатели количественной оценки, описания и анализа механического состояния в результате двигательной деятельности. Все биомеханические характеристики делятся на кинематические, динамические и энергетические.

Кинематические характеристики отражают движение тела и его частей в пространстве и их изменение во времени, т.е. дают внешнюю картину (форму, характер) двигательной деятельности. К ним относят пространственные, временные, пространственно - временные характеристики. Все перемещения тела можно измерить только базируясь на сравнении положения какого-либо тела или точки отсчета, т.е. все движения рассматриваются как относительные, поэтому необходимо выбрать системы отсчета расстояний и времени. Система отсчета (расстояния) - условно выбранное твердое тело (точка), относительно которого определяют положение других тел в разные моменты времени. Наиболее популярной системой отсчета является прямоугольная система координат, в которой положение материальной точки в пространстве описывается ее координатами на трех взаимно перпендикулярных осях (вертикальной и двух горизонтальных - поперечной и продольной) (рис.1).

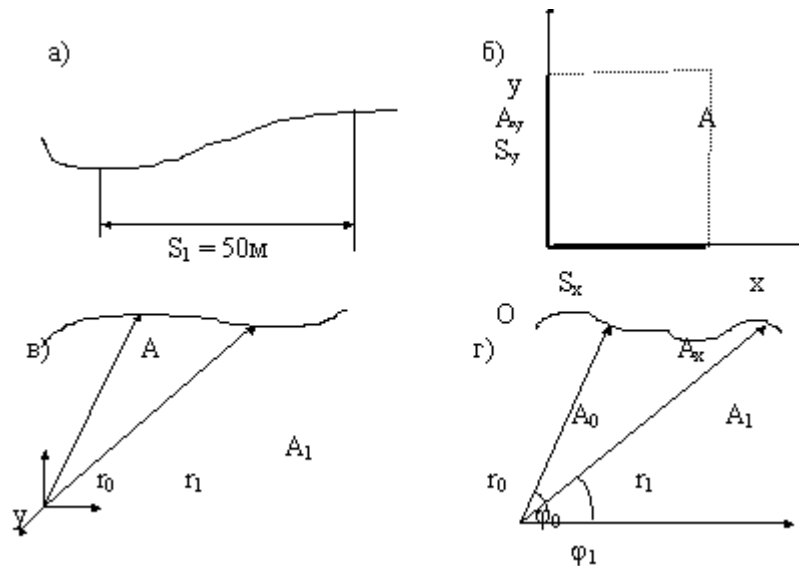
Самой простейшей системой отсчета является естественный способ отсчета расстояний, когда за исходную точку принимают точку на известной траектории перемещения (километровый указатель на дороге) (рис.1).

В векторном способе отсчета расстояний положение точки определяют радиус-вектором R (рис.1), проведенным из центра данной системы координат к интересующей точке (используется в навигации, ориентировании и т.д.). Как частный случай векторного способа выделяют способ полярных координат, когда расстояние определяют длиной вектора, а направление - углом между вектором и принятым исходным направлением (полярная ось) (рис.1) (используется в парусном спорте и в спортивном ориентировании).

Используя несложные вычисления можно легко переходить от способа прямоугольных координат к полярному и наоборот. Зная координаты точки можно определить вектор и угол:

$$r = \sqrt{A^2 \cdot x + A^2 \cdot y}, \quad \text{tg} = \frac{A \cdot y}{A \cdot x}$$

$$A \cdot x = \cos \varphi; \quad A \cdot y = \sin \varphi$$



В систему отсчета времени входят определение начала движения и единицы отсчета продолжительности движения. За единицу отсчета времени принимают секунду, минуту, час, долю секунд (0,1; ...) и т.д.).

К пространственным характеристикам, определяющим положение тела и его частей в пространстве относят координаты точки - это пространственная мера местоположения точки относительно точки отсчета.

Рис.1 Способы отсчета расстояний. а) прямоугольных координат, б) естественный, в) векторный, г) полярный.

Перемещение тела (точки) - это расстояние по прямой между начальным и конечным положением тела. Линейное перемещение ($D S$) измеряется в единицах длины (метрах). Угловое перемещение ($D j$) угол поворота тела или его частей (при вращательных движениях) измеряется в градусах. Элементарное перемещение - это такое перемещение точки, при котором расстояние между конечным и начальным положением тела стремится к нулю ($D S \rightarrow 0$).

Траектория - это множество точек пространства через которые последовательно проходит тело во время движения в данной системе координат.

Временные характеристики раскрывают движение во времени. К ним относится момент времени, длительность, темп и ритм движения.

Момент времени - это временная мера положения точки тела в принятой системе отсчета времени. Это промежуток времени стремящийся к нулю. Например, момент старта и др.

Длительность движения - это временная мера, определяемая разностью времен окончания и начала движения.

$$\Delta t = t_{\text{кон}} - t_{\text{нач}}$$

Темп движения - это временная мера повторения движений. Измеряется количеством повторяемых движений в единицу времени.

$$N = \frac{1}{\Delta t} \quad (1/\text{с})$$

Например, количество шагов в секунду отображает количественную сторону движения.

Ритм движения - это временная мера соотношения частей движения. Величина безразмерная, характеризует качественную сторону структуры движения, например, в отношении времени фазы опоры ко времени фазы полета в беге.

$$R = \frac{\Delta t_{\text{опоры}}}{\Delta t_{\text{полета}}}$$

Пространственно - временные характеристики позволяют оценить движение тела одновременно в двух системах отсчета (в пространстве и во времени), к ним относятся скорость и ускорение. Скорость показывает, как быстро изменяются координаты тела и его материальных точек.

Скорость равна отношению перемещения тела к промежутку времени, за который это перемещение произошло:

$$\text{- линейная скорость } V = \frac{\Delta S}{\Delta t} \quad (\text{м/с})$$

$$\text{- угловая скорость } W = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t} \quad (\text{град/с})$$

Ускорение характеризует быстроту изменения скорости:

$$\text{- линейное ускорение : } a = \Delta V / \Delta t \quad (\text{м/с}^2);$$

$$\text{- угловое ускорение : } E = \Delta W / \Delta t \quad (\text{град/с}^2)$$

Средняя скорость - это такая скорость, с которой тело при равномерном движении за какое-то время прошло бы все перемещение:

$$V_{\text{ср}} = \Delta S / \Delta t \quad (\text{м/с})$$

Мгновенная скорость - это перемещение тела за промежуток времени, стремящийся к нулю. Это перемещение в данный момент времени.

$$V_{\text{мех}} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta S}{\Delta t} = \frac{dS}{dt} \text{ (м/с)}$$

Динамические характеристики

Все движения человека изменяются по величине, направлению и скорости. Причиной этих изменений являются действующие на биосистему внешние и внутренние силы. Для анализа механизма движений биосистемы исследуют динамические характеристики, к ним относят инерционные характеристики (свойства тела человека и др. тел)

Инертность - это свойство тела или его частей сохранять свое внутреннее состояние, состояние движения или состояние покоя. Под инерцией внутреннего состояния системы подразумевается напряжение мышц (упругие деформации мышц), температура тела и т.п. Инерция покоя оценивается массой тела, измеряемой отношением величины приложения силы к вызываемому им ускорению:

$$m = \bar{F} / \bar{a}$$

Инерция движения тела определяется величиной силы необходимой для остановки тела и направленной противоположно движению:

$$\bar{F} = - m \bar{a}$$

Сила - это мера механического действия одного тела на другое. Численно определяется произведением массы тела на его ускорение, вызванное данной силой.

При вращательном движении инертность тела определяется моментом инерции, равным произведению массы тела на квадрат радиуса вращения.

$$J = m * R^2$$

Действие силы определяется моментом силы, равным произведению величины силы на ее плечо:

$$\bar{M} = \bar{F} * d$$

Ускорение, приобретенное телом, прямо пропорционально действующей силе и обратно пропорционально его инертности:

- линейное ускорение $a = F / m$;

$$E = M / J = \frac{F * d}{m * R_{\text{ин}}^2}$$

- угловое ускорение :

Поскольку ускорение есть изменение скорости в единицу времени:

$$a = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad E = \frac{\Delta W}{\Delta t}$$

отсюда следует:

$$\Delta V = a * \Delta t = \frac{F * \Delta t}{m}; \quad W = E \Delta t = \frac{M * \Delta t}{J}$$

Значит, изменение скорости тела зависит от величины силы и времени ее действия (t). Следовательно, можно выделить биомеханические характеристики:

- импульс силы: $\bar{F} * \Delta t$

- импульс момента силы $\bar{M} * \Delta t$,

где $\Delta t = t_k - t_n$ - интервал времени от начала до окончания действия силы;

$\bar{F}$ и $\bar{M}$ - средние величины силы вращающего момента.

Импульс силы - это мера воздействия силы на твердое тело за данный промежуток времени (в поступательном движении).

$$S = \int_{t_0}^{t_1} F \, dt$$

Импульс момента силы - это мера воздействия момента силы относительно данной оси за данный промежуток времени (во вращательном движении)

$$S_x = \int_{t_0}^{t_1} M_x(F) \, dt$$

Вследствие воздействия импульса силы или момента силы тело изменяет свое движение или состояние. Эти изменения определяются количеством движения и кинетическим моментом. Количество движения - это мера поступательного движения, она определяется произведение массы тела на его скорость:

$$\bar{K} = m * \bar{V}$$

$$\bar{K} = J * \bar{\omega}$$

Кинетический момент - это мера вращательного движения, она определяется произведением момента инерции тела относительно оси вращения на его скорость.

Энергетические характеристики показывают, как изменения скорости движения и положения тела изменяют его энергетическое состояние. При движениях тело совершает работу. Механическая работа равна произведению силы на перемещение:

$$A = F * \Delta S$$

Для оценка силы определяют ее мощность, характеризующую быстроту выполнения работы. Мощность силы - это мера эффективности работы, т.е. быстроты выполнения работы, определяется следующим образом:

$$N = A / \Delta t$$

Энергия - это запас работоспособности системы. Кинетическая энергия механического движения тела определяет возможность совершения работы.

$$E_{\text{к.пост}} = \frac{m * V^2}{2}; E_{\text{к.врщ}} = \frac{J * \omega^2}{2}$$

Потенциальная энергия тела - это энергия его положения, обусловленная взаимным расположением тел или частей тела; это энергия состояния тела, обусловленная внутренним напряжением мышц, температурой тела и др.

$$E_n = m * g * h; E_{\text{к.уп}} = \frac{C * \Delta l^2}{2}$$

где $g = 9,8 \text{ м/с}^2$ - ускорение свободно падающего тела, h - высота центра масс тела над поверхностью земли, C - модуль упругости, Δl - упругая деформация тела.

Полная энергия движущегося тела равна сумме его потенциальной и кинетической энергии в поступательном и вращательном движениях:

$$E_{\text{полн}} = m * g * h + \frac{m * V^2}{2} + \frac{J * \omega^2}{2}$$

Экономичность двигательного аппарата человека характеризуется рядом показателей, в том числе коэффициентом механической эффективности:

$$\text{КМЭ} = \frac{A}{E} 100\% = \frac{N}{E} 100\%$$

где E - количество метаболической энергии, N - скорость ее расходования, A - энергетическая стоимость метра пути или единицы полезной работы.

$$\text{Например, для бега: } \text{ЭС} = \frac{\left[\frac{\text{Дж}}{\text{м}} \right]}{V(\text{м/с})} = \frac{E(\text{Вт})}{V(\text{м/с})};$$

- пульсовая стоимость метра пути или единицы полезной работы, например для бега:

$$\text{ПС (1/м)} = \frac{\text{ЧСС (1/мин)}}{60 * V(\text{м/с})};$$

Пульсовую стоимость легче измерить, чем энергетическую и, в некоторых случаях, пульсовая стоимость информативнее энергетической.

Биомеханические характеристики являются одним из основных вопросов биомеханики. Без их усвоения нельзя рассчитывать на успех в изучении и практическом применении биомеханики.

Строение и функции биомеханической системы двигательного аппарата

1. соединение звеньев тела

Опорно-двигательный аппарат состоит из органов опоры и движения. Твердую основу двигательного аппарата составляет его костный осевой скелет. Все кости соединяются в скелет посредством суставов. Мышцы, прикрепляющиеся к костям, обуславливают движения человека.

Таким образом, подвижно соединенные кости скелета под действием мышц обеспечивают двигательную функцию. Такая упрощенная модель тела человека называется биомеханической системой. На ней удобно изучать закономерности движения. Два костных звена, соединенные суставом, образуют биокинематическую пару. В скелете человека больше всего вращательных пар (т.е. шарнирных соединений). Винтовая пара (т.е. вращение с поступательным перемещением) имеется только в голеностопном суставе. И совсем нет поступательных пар. Несколько биокинематических пар, соединенных последовательно, образуют биокинематическую цепь. Различают замкнутые и незамкнутые биокинематические цепи. Незамкнутая - имеет свободное (конечное) звено. Здесь возможны изолированные движения в отдельно взятом звене. В замкнутых - нет свободного конечного звена. Здесь изолированные движения в одном звене не возможны, т.к. в движение неизбежно вовлекаются и другие соединения. Незамкнутая связь может перейти в замкнутую, если звено получит связь с другим звеном посредством опоры или захвата.

2. степени свободы в биокинематических цепях

Количество степеней свободы тела называется количество независимых координат, которые определяют перемещение тела в пространстве.

Тело может передвигаться относительно трех взаимно-перпендикулярных осей поступательно и совершать вокруг них вращательные движения. Если закрепить свободное тело в одной точке, то у него останется 3 степени свободы, т.к. оно может вращаться вокруг трех осей. Если закрепить еще одну точку, то тело будет иметь только одну степень свободы - вращение вокруг оси. Если закрепить еще одну точку, то тело будет закреплено неподвижно и совсем не будет иметь степеней свободы.

В теле человека закрепление части тела в одной точке имеет шаровидный сустав. Так в плечевом суставе звено может только вращаться вокруг трех осей. В открытых (разомкнутых) биокинематических цепях степени свободы суммируются. Так, у бедра, относительно таза 3 степени свободы, у голени относительно бедра - 2 степени, значит у голени относительно таза уже 5 степеней свободы. Поэтому возможности комбинаций всех траекторий движения во всех суставах больше.

В спортивной практике ограничивают число степеней свободы для рационального движения и экономии движения. Так, например, лодка на гладкой поверхности имеет 3 степени свободы: перемещение по осям X, Y и поворот на угол α . При крене

добавляется четвертая степень свободы (угол j). К четырем степеням свободы добавляются перемещения в коленном суставе, тазобедренном, плечевом, локтевом, лучезапястном, перемещение банки и 3 степени свободы у весла. Всего 13 степеней свободы. Это минимальное число степеней свободы. Максимальное - значительно больше. Для экономии энергии нужно уменьшать число степеней свободы. Для уменьшения числа степеней свободы надо выполнять только те движения, которые вызовут прямолинейные поступательные движения лодки вдоль дистанции.

3. ЗВЕНЬЯ тела как рычаги и маятники

Кости, соединенные подвижно в суставах, представляют собой, с точки зрения механики, рычаги. Сустав представляет собой точку опоры рычага. Если силы приложены по обе стороны от точки опоры рычага, то рычаг называется двухплечным или рычагом I рода, если по одну сторону, то II рода.

Рычаг имеет следующие элементы:

- точку опоры О;
- точку приложения сил;
- плечи рычага; - плечи сил.

Мерой действия сил на рычаг является момент относительно точки опоры, т.е. произведение величины силы на ее плечо:

$$M(F) = F * d$$

Плечо сил измеряется длиной перпендикуляра, опущенного из точки опоры рычага на линию действия сил. Для равновесия рычага необходимо чтобы противоположно направленные моменты сил относительно оси рычага были равны. Если момент движущихся сил преобладает над моментом тормозящих сил, то звено приобретает положительное ускорение. В противном случае приобретает отрицательное ускорение и звено тормозится. Если мышцы сокращаются, то это движение преодолевающее. Если мышцы выполняют отрицательную работу и тормозят движение, то мышцы растягиваются и движение называется уступающим.

Если сила приложена под острым или тупым углом к рычагу, ее можно разложить на тангенциальную (касательную) F_1 и нормальную F_n составляющие. Тангенциальная вращает рычаг и ее называют вращательной, а нормальная прижимает кости друг к другу и ее называют укрепляющей. Мышцы прикреплены вблизи сустава. В связи с этим, мышцы, действующие на костные рычаги, дают выигрыш в скорости и проигрыш в силе (т.к. плечо мало).

Звено, движущееся по инерции, имеет сходство с физическим маятником с периодом

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{J}{m * g * r}}$$

качаний

где J - момент инерции маятника относительно оси, проходящей через точку подвеса; m - масса; r - расстояние между точкой подвеса и центром масс; g - ускорение свободно падающего тела. Ускорение звена E как маятника зависит от приложенного момента силы:

$$M(\bar{F}) = \bar{F} * d$$

и момента инерции маятника $J = m * R_{ин}^2$

$$E = \frac{M(\bar{F})}{J};$$

где $R_{ин}$ - радиус инерции.

Биомеханическую систему человека в целом можно представить как систему соединенных между собой рычагов, которые являются еще и маятниками (прямыми или обратно перевернутыми) поэтому в каждом движении (шаге) моменты мышечных сил необходимо приспосабливать к переменным механическим условиям, чтобы обеспечить относительное постоянство движения тела.

Биомеханическая характеристика выносливости

Выносливость - это способность человека выполнять какую-либо работу с сохранением качества ее.

Выносливость - это способность человека преодолевать утомление и эффективно действовать при этом.

Если человек длительное время выполняет какое-то двигательное задание, то его движения можно классифицировать:

- по интенсивности (скорость, сила и т.д.);
- по объему (метры, работа и т.д.);
- по времени выполнения (секунда).

Эти показатели относят к эргометрическим.

Взаимосвязь этих показателей отображает так называемое правило обратимости двигательных заданий.

Выделяют 3 способа определения выносливости:

I способ.

- задается время выполнения работы $\Delta t - \text{const};$
- измеряется объем работы (расстояние) $S \rightarrow \text{max};$

$$V = \frac{S}{\Delta t} \rightarrow \text{max}$$

- определяется скорость выполнения

II способ.

- объем работы постоянен - const;
- измеряется время выполнения $\Delta t \rightarrow \min;$

$$\bar{V} = \frac{S}{\Delta t} \rightarrow \max$$

- определяется скорость выполнения движения:

III способ.

- скорость выполнения постоянная $\bar{V} = \text{const};$
- измеряется время выполнения $\Delta t \rightarrow \max;$
- определяется объем работы $S = \bar{V} * \Delta t \rightarrow \max.$

1. утомление и его биомеханическое проявление

Для оценки выносливости используют термин утомление, что означает временное снижение работоспособности. Различают умственное, эмоциональное и физическое утомление. Биомеханика рассматривает только физическое утомление.

При мышечной работе утомление проходит через 2 фазы:

1. Фаза компенсированного утомления - когда спортсмен сохраняет интенсивность движения на прежнем уровне (например, скорость бега).
2. Фаза декомпенсированного утомления - когда, несмотря на все старания, спортсмен не может сохранить необходимую интенсивность (например, турист, отставший от группы).

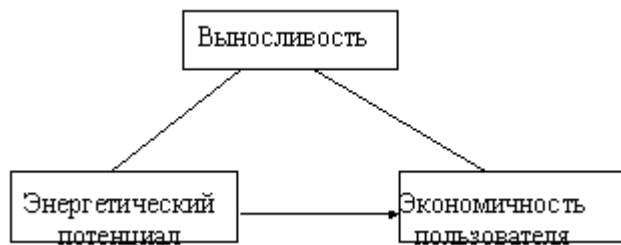
Утомление проявляется как в субъективных ощущениях, так и в объективных физиологических и биомеханических сдвигах - уменьшение систолического давления, сдвиг pH крови в кислотную сторону.

В фазе компенсированного утомления скорость передвижения не снижается, а изменяется только техника движения. Наиболее часто уменьшается длина шагов, которая компенсируется возрастанием частоты. Особенно наглядно это проявляется в плавании за механическим лидером.

Повышение устойчивости спортивной техники к утомлению является одной из важнейших задач спорта. Это достигается длительной тренировкой. Так, велосипедист высокого класса, при утомлении почти не меняет своей техники. В процессе тренировки в год он совершает 5 миллионов оборотов педалей.

2. факторы, характеризующие выносливость

Из априорной оценки следует, что на выносливость влияет:



Выносливость

Энергетический Экономичность

потенциал пользователя

Из физиологии и биомеханики известно, что энергетический потенциал организма можно составить из следующих составляющих:

МПК (Вт) Окислительная энергетическая система (максимальное потребление кислорода)

F₀ (Кд) Фосфогенная энергетическая система (емкость)

L₀ (Кжд) Лактаcidная энергетическая система (емкость)

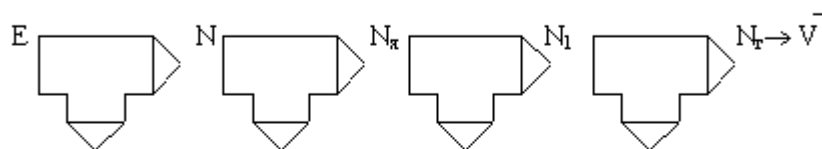
Следовательно, энергетический потенциал (метаболический) организма можно представить суммой его энергетических систем:

$$E = \text{МПК} + F_0 + L_0$$

Экономичность характеризует процесс расходования энергопотенциала во времени (т.е. скорость и назначение расходования).

Представим схематично:

70% потери $N_{\text{вн}}$ N_i N_b



E - суммарный энергетический потенциал;

N - мощность (работа) мышц;

$N_{\text{вн}}$ - мощность, обеспечивающая работы внутренних органов;

N_{α} - явная механическая работа;

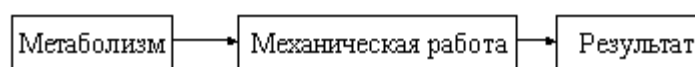
N_i - внутренняя работа (работа по перемещению частей тела) - это работа по перемещению частей (звеньев) тела относительно центра масс;

N_l - работа на перемещение тела;

N_b - работа на поднятие тела в вертикальной плоскости;

N_F - работа на передвижение вперед.

Тогда можно представить



Отсюда можно вывести понятие коэффициента механической эффективности, он равен:

$$КМЭ = \frac{N}{E} * 100\%$$

	<u>КМЭ</u>
- При работе на велоэргометре	15 - 18 %
- При ходьбе	18 - 20 %
- Бег	20 - 30 %
- Плавание	1 %
- У гепарда (кенгуру)	70 - 75 %
- У рыбки (аквариум)	26 %

3. количественная оценка экономичности двигательной деятельности

Рассмотрим экономичность совместно с метаболической и механической сторон. Для количественной оценки удобна следующая формула:

$$КС = \frac{V_{O_2}}{60 * V}$$

где КС - кислородная стоимость метра пути (мл/мин)

V_{O_2} - потребление кислорода (мл/мин)

V - средняя скорость передвижения (м/с)

Методика количественной оценки экономичности двигательной деятельности существенно упрощается, если оценивать энергетическую стоимость передвижения по частоте сердечных сокращений (ЧСС), тогда определяется пульсовая стоимость метра пути, т.к. ЧСС тесно коррелирует с потреблением кислорода.

$$ПС = \frac{ЧСС}{60 * V}$$

Применяют также оценку в виде "рабочего пульса"

$$КС = \frac{60 * V}{ЧСС}$$

где V - средняя скорость передвижения (м/с)

4. СПОСОБ измерения выносливости

Выносливостью называется способность противостоять утомлению. Основной мерой выносливости является удержание заданной интенсивности движения. Например, на велоэргометре выставляется нагрузка 2000 гкм, и предлагается педалировать со

скоростью 60 км/ч. Время удержания такой нагрузки с такой скоростью и будет определять выносливость спортсмена.

Другой пример: отжимают штангу весом 50 кг до отказа. Более вынослив тот, кто большее число раз поднимет штангу. Это абсолютная (явная) выносливость. Если учесть, что максимальная сила $F_{\max}$ спортсменов различна, например, у одних 40 кг, у других 100 кг, то предлагают выжимать штангу, равную половине максимальной силы, т.е. 20 и 50 кг. Количество отжатий даст в этом случае относительную (латентную) выносливость. Латентная выносливость определяется:

1. Коэффициентом выносливости - отношение времени преодоления всей дистанции (400 - 48с) ко времени преодоления короткого отрезка. Тогда коэффициент выносливости определяют: $KV = t_g / t_{дэт} = 48 / 11 = 4,36$.
2. Запас скорости - разность между средним временем преодоления эталонного короткого отрезка (например, 100м) и лучшим временем на этом отрезке (400м) $ЗС = t_g / n - t_{эт} = 48 / 4 - 11 = 1с$, где $n = 400м / 100м = 4$. Чем меньше запас скорости, тем выше выносливость. С ростом мастерства запас скорости уменьшается. Например, у сильных бегунов на 400м он равен 1с, а у начинающих - 3с.

5. ЭКОНОМИЗАЦИЯ спортивной техники

На одинаковую работу различные спортсмены затрачивают разную энергию. Например, на дистанции 150м в плавании кислородный запрос у третьеразрядников равен 5500 мл/мин., а у мастеров спорта 2700 мл/мин., т.е. в 2 раза меньше. Экономичность работы оценивают критерии:

1. Валовый коэффициент $K1 = A / E$, где A - выполненная механическая работа (в Джоулях), E - затраченная энергия (в Джоулях) (МПК или ЧСС);
2. Нетто-коэффициент: $K2 = A / E - E_n$ (МПК или ЧСС);
3. Дельта-коэффициент: $K3 = (A2 - A1) / (E2 - E1)$, где $A1$ и $A2$ - величины работ в Джоулях (например, при педалировании с мощностью 50 и 250 Вт определяют энергозатраты $E1$ и $E2$, а выполненная работа $A1$ и $A2$ равна 5000Дж и 25000Дж, соответственно).

Пути повышения экономичности:

1. Снижение величины энергозатрат в каждом цикле (шаге).
2. Рекуперация энергии, т.е. преобразование кинетической энергии в потенциальную и обратно.

Снижение величины энергозатрат осуществляется

- а) устранением ненужных движений (качание из стороны в сторону в гребле);
- б) устранение ненужных сокращений мышц. Это достигается концентрацией активности мышц, в легкости, свободе движений;
- в) уменьшение сопротивления Среды;
- г) уменьшение внутрицикловых колебаний скорости;

движения) выбор оптимального соотношения между длиной и шириной шагов. Рекуперация энергии - переход кинетической энергии в потенциальную и обратно. ОЦМ движется как шарик с увеличением кинетической энергии на подъемах и снижении потенциальной на спусках.

Кинетическая энергия превращается в потенциальную энергию упругой деформации мышц, а накопленная потенциальная энергия идет на сообщение скорости телу и его подъем. Рациональное использование упругих сил мышц повышает экономичность работы в два раза.

Система движения и организации управления ими

1. Двигательные действия

Действия спортсмена - его спортивная техника - выполняются посредством множества движений. Система движений - ее состав - это те движения, те элементы, из которых оно состоит.

Поскольку двигательные действия совершаются посредством движений частей тела и всего тела в пространстве и во времени, в системе движений различают ее элементы, выделенные либо по временному, либо по пространственному признаку.

Пространственные элементы выделяют в системе движений по измерению взаимных положений звеньев тела в разных суставах. Простые суставные действия объединены в элементарные действия из которых состоят более крупные подсистемы.. Так одно из основных движений в лыжном ходе - отталкивание лыж - включает элементарные действия - отталкивание ногой, махи рукой и ногой, а также бросок тела вперед и вверх.

Временные элементы в системе движений выделяют между определенными моментами времени (это фазы, периоды, циклы).

Структура системы движений - это наиболее сложившиеся и определяющие закономерности взаимодействия ее элементов (т.е. подсистем). Между множеством элементов объединенных в систему движений имеются очень сложные закономерности взаимодействия и взаимосвязи. Поэтому неизбежны и внутренние помехи. Например, рассогласование тяги мышц при прыжке вверх с места. В сложных биокинематических цепях возникает много внутренних сил - реакционных, инерционных, упругих и т.д., которые взаимодействуют друг с другом хаотично. Двигательная структура - это закономерности взаимосвязи движений в системе движений в пространстве и во времени (кинетическая структура), а также силовых и энергетических взаимодействий (динамическая структура).

Спортивное действие в биомеханике изучается как система движений, которой управляет спортсмен.

Управление - это процесс достижения цели, представляющий собой изменения состояния системы посредством управляющих воздействий, которые направлены на достижение цели.

Цель управления - это знание конечного результата (укол в фехтовании, длина в прыжке и т.д.).

Спортсмен - самоуправляющаяся система - включает в себя две подсистемы: управляющую и исполнительную, которые соединены каналами прямой и обратной связи между собой и окружением.



А.У. - аппарат управления - мозг
О.У. - объект управления - мышцы

Информация в системе движений - это сообщение о состоянии и изменении внешнего окружения и организма, а также команды подсистем исполнения, обеспечения и управления.

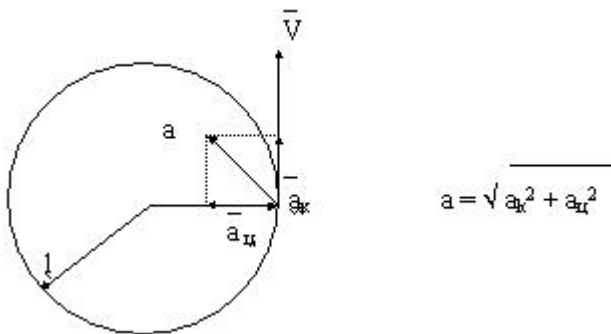
2. управление движениями

Для управления системой движениями необходима, прежде всего, цель управления - двигательная задача действий. У каждой системы имеется цель (подцель), как требуемый результат. Только выполнения каждой подсистемой своей детализированной частной подцели обеспечивает выполнение общей цели. При наличии развернутой двигательной задачи подготовка спортсмена ведется более совершенно - у него создаются программы управления. Контроль за выполнением программы осуществляется при помощи сигналов обратной связи.

При выполнении физических упражнений важное значение имеет самоконтроль на основе отчетливых двигательных представлений и понимания механизма движений. Например, построение системы движений (нового упражнения): рассказ о его выполнении, описание, объяснение динамики действия и создание зрительного образа. В результате создается двигательное представление. Следующий этап - освоение, разучивание упражнения (т.е. многократные повторения с коррекцией тренера). Спортивно-техническое мастерство зависит от совершенства системы движений, которые в процессе тренировки постоянно перестраиваются (должны совершенствоваться).

Основы вращательных движений

Под движением в пространстве понимают перемещение одного тела относительно других, или, как говорят, относительно принятой точки отсчета. По виду механические перемещения делятся на прямолинейные движения и криволинейные движения. Любое криволинейное движение можно разделить на вращательное движение вокруг каких-либо осей вращения. Особенностью движения тела (материальной точки) по окружности является то, что направление вектора линейного ускорения не совпадает с вектором линейной скорости ее движения.



Для равномерного движения по окружности $a_t = 0$; $a = a_r$.
Для вращательного движения твердого тела:

$$f = W \cdot T \quad a = \frac{V \cdot \Delta t}{\Delta t} = V \cdot W \quad V = W \cdot R, \text{ отсюда}$$

$$a = V^2 / R = W^2 \cdot R, \text{ где}$$

W - угловая скорость,

V - частота вращения,

T - период вращения,

f - угловое перемещение,

a_c - составляющая вектора ускорения по нормали к его скорости (касательно к траектории движения). Оно называется центростремительным (нормальным) ускорением.

Для системы тел, если в ней нет изменения (конфигурации и других внутренних факторов), траектория движения вокруг оси вращения соответствует траектории твердого тела. Если система тел деформируется в процессе движения так, что радиусы траектории точек изменяются, то к вращательному движению добавляется радиальное, что изменяет и саму траекторию вращательного движения.

1. Вращательное движение звена

Рассмотрим динамику вращательного движения на примере одного звена и системы звеньев тела. Удерживающим телом при движении звена в суставе служит реакция связи со стороны звена на тягу мышц и суставно-связочного аппарата.

Центростремительная сила - это воздействие удерживающего тела на вращающееся. Она вызывает искривление траектории в зависимости от массы, скорости и радиуса вращения.

Центробежная сила (сила инерции) - это противодействие вращающегося тела искривлению его траектории, приложена к удерживающему телу. Обе силы приложены к различным точкам и поэтому не компенсируют друг друга. Она равны по модулю, но противоположны по направлению. Центробежная сила равна произведению массы тела на его центростремительное ускорение.

$$F_{цс} = m * a$$

Для каждой частицы вращающегося тела ее центростремительное ускорение пропорционально квадрату ее линейной скорости и обратно пропорционально расстоянию от оси вращения.

$$a_{ц} = \frac{V^2}{R}$$

Отсюда, величина центробежной силы (а также центростремительной) для каждой частицы тела равна:

$$F_{цс} = \frac{m * V^2}{R}$$

Центростремительная сила перпендикулярна к направлению линейных скоростей точек звена, поэтому изменить их величину не может. Она изменяет только направление скорости. Изменение же величины скорости при вращении происходит при наличии положительного или отрицательного тангенциального ускорения. Его может вызвать только сила перпендикулярная радиусу (параллельно касательной к траектории

движения). Следовательно нужно различать силы (и их составляющие) приложенные вдоль радиуса и перпендикулярные к нему.

2. изменение вращательного движения звена.

Под действием момента внешней силы (приложенной к звену по касательной к траектории) изменяется вращательное движение звена, увеличивается или уменьшается его угловая скорость.

$$M_z(F) = J * E$$

Момент внешней силы относительно оси z. J - момент инерции звена, E - угловое ускорение звена.

Внешние силы для звена - это тяга мышц, прикрепленных к нему, реакции соседних звеньев и приложенные к звену силы внешние для тела человека (ила тяжести и др.). Для суставов тела человека наиболее характерны возвратно-вращательные, колебательные движения, ограниченные анатомическими условиями. При быстрых движениях мышцы антагонисты растягиваются силами инерции вращающегося звена, возникающими, когда оно тормозится и останавливается. В мышцах - антагонистах при этом возникают силы упругой деформации, которые останавливают звено и помогают начать возвратное движение. Изменение вращения системы звеньев возможно под действием системы импульсов моментов как внешних сил, так и внутренних, вызывающих радиальное движение. Если гимнаст сохраняет позу в висте на перекладине, то тренер может (толчком руки) внешней силой увеличить скорость гимнаста. Если бы не было тормозящих сил, то гимнаст бы качался бесконечно долго. При подъеме кинетическая энергия движения превращается в потенциальную, при опускании наоборот. Подводя энергию при каждом колебании можно сделать колебания не затухающими и даже увеличить амплитуду, если подвод энергии больше, чем тратится на компенсацию сопротивления Среды и трение.

Одним из источников такого подвода энергии служит работа мышц по приближению тела к оси вращения. Это вызывает уменьшение радиуса вращения и радиуса инерции, а следовательно, и момента инерции тела гимнаста. Значит (из условия постоянства кинетического момента) угловая скорость увеличивается соответственно уменьшению кинетического момента инерции.

Радиальное движение звеньев в сторону от оси вращения замедляет вращение, т.к. при этом увеличивается момент инерции в соответствии с законом сохранения кинетического момента: если сумма моментов сил, приложенных к телу, равна нулю, то кинетический момент тела сохраняется неизменным.

3. УПРАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЯМИ ВОКРУГ ОСЕЙ

С изменением кинетического момента системы вращательное движение биомеханической системы можно изменить моментом внешней силы, когда тело сохраняет позу.

Например, тренер, раскачивая тело гимнаста в висте на перекладине, или страхуя в конце сальто, своей мышечной силой увеличивает или уменьшает вращение. Сам гимнаст напряжением мышц пассивно сохраняет позу.

У биомеханической системы есть еще возможность изменять вращение, изменяя плечо внешней силы благодаря движениям звеньев тела.

Гимнаст выполняет размахивания на перекладине, сила тяжести (постоянная) его тела как маятника совершает положительную работу (при движении вниз в вертикальной плоскости) или отрицательную (при движении из нижнего положения вверх).

Чтобы увеличить механическую энергию тела (маятника), надо сделать отрицательную работу меньше положительной. Для этого при подъеме вверх следует уменьшить момент силы тяжести. Гимнаст, притягиваясь к перекладине, укорачивает маятник, и тем самым, уменьшает плечо силы тяжести. Таким образом, уменьшается тормозящее действие силы тяжести при движении вверх.

Если же при движении вниз увеличивать плечо силы тяжести, то момент силы тяжести станет больше. Но с удлинением маятника увеличивается его момент инерции пропорционально квадрату радиуса инерции. Вследствие этого нарастание скорости станет не больше, а меньше.

При движении же вверх, укорачивая маятник, уменьшают и момент силы тяжести, и момент инерции; и то и другое несколько замедляет падение скорости. С уменьшением длины маятника, уменьшается период и увеличивается скорость колебаний.

При повторных качательных движениях можно получить резонансное накопление энергии и увеличить скорость колебаний.

Кроме того, спортсмен может активно действовать (отталкиваясь или подтягиваясь), создавая момент внешней силы.

Несимметрично отталкиваясь ногами от опоры или руками от перекладины, можно вызвать вращение вокруг продольной оси тела.

Кинетический момент есть произведение момента инерции относительно данной оси на угловую скорость.

$$J * W$$

Момент инерции звена есть произведение массы звена на квадрат его расстояния от оси вращения:

$$I = m * r^2$$

Момент инерции всего тела равен сумме моментов инерции всех его звеньев относительно той же оси вращения:

$$J = \sum_{i=1}^n m_i r_i^2$$

Величина момента инерции зависит от радиуса вращения. По закону сохранения кинетического момента можно изменить вращательное движение системы тел без приложения внешней силы. Уменьшая радиус вращения, уменьшают момент инерции и этим увеличивают угловую скорость.

Группировкой в полете акробат уменьшает момент инерции примерно в 2,5 раза и, соответственно, увеличивает угловую скорость, что позволяет выполнить 1, 2 и даже 3 полных переворота.

Итак, управление движениями вокруг осей изменением кинетического момента системы достигается за счет:

- приложения внешней силы (импульса момента силы) - ускорение или замедление вращения всего тела при сохранении позы;

- изменения условий действия внешней силы. при закрепленной оси (приближением к ней и отдалением от нее) - ускорение или замедление вращения всего тела с изменением позы;

- активного создания момента внешней силы (отталкиванием от опоры или притягиванием к ней) - ускорение или замедление вращения всего тела при изменении позы.

4. управление движениями вокруг осей с сохранением кинетического момента системы

Управление движениями вокруг осей с сохранением кинетического момента биомеханической системы осуществляется внутренними силами посредством встречных движений.

Если тягой мышц вызывать вращательное движение одной части системы, то остальная часть системы начнет вращаться в противоположную сторону. Такие движения называются встречными.

При этом кинетические моменты обеих сторон системы равны по модулю и противоположны по направлению. Следовательно, суммарный момент системы не изменится, если ни какие другие силы не оказывают влияния на систему, что возможно в безопорной фазе движения (т.е. полете).

Любые оси вращения всего тела проходящие через точку общего центра масс биомеханической системы называются свободными.

Способы управления можно разделить на :

- простые - вращение вокруг одной оси;
- сложные - вращение вокруг нескольких осей.

Простое вращение - это вращение тела вокруг продольной оси. Ориентация частей (поворачивающихся) в пространстве изменяется, но общая ориентация всей системы сохраняется (баскетбол, ручной мяч и т.д.).

Изменяя момент инерции системы можно изменить скорость вращения. Но такой способ только изменит вращение, а создать вращение таким способом нельзя.

Только используя встречные движения можно создать изменения ориентации (вращения) всей системы: без опоры, без приложения сил, без начального вращения. Вращение свободного тела в полете происходит в виде сложного вращения вокруг трех осей.

Вначале встречная нутация частей тела (т.е. тело сгибается), затем собственное вращение нижней и верхней частей тела и, наконец, процессия (круговое движение), обе части тела описывают конические поверхности, но в противоположных направлениях.

От одного движения (нутации) вращения не произойдет, но тело изменит положение, затем следует снова нутация (выпрямление тела), снова изменение (вращение) тела (на какой-то угол) и снова нутация (сгибание тела) и т.д.

Источником сил, вызывающих вращение частей тела относительно друг друга служат мышцы, соединяющие их. Если встречной нутации нет (тело выпрямлено), нет последующего сгибания, то верхние и нижние части тела будут вращаться встречно вокруг одной продольной оси (т.е. тело скручивается). Для усиления эффекта поворота используют маховые движения руками, например, правая - вперед - вниз - назад, левая - назад - вниз - вперед.

Итак, управление движениями вокруг осей с сохранением кинетического момента системы достигается за счет:

- скручивания и раскручивания тела вокруг продольной оси (одновременный встречный поворот) - изменение ориентации частей тела относительно друг друга в пространстве;
- группирования и разгруппирования (приближение частей системы к свободной оси и отдаления то нее) - ускорение и замедление вращения всего тела;
- изгибания туловища и круговыми движениями конечностей;
- создания сложного поворота тела вокруг нескольких осей.

В практике при сочетании поворотов вокруг продольной и поперечной осей тела в полете всегда используют сочетания различных способов вращения биомеханической системы (изгибание тела и движение рук).

Перемещающие движения

Основное требование к перемещающим движениям в спорте - это достижение максимального результата. Движения весьма разнообразны, но всегда имеется взаимодействие хотя бы двух тел. К характерным параметрам перемещающих движений следует отнести:

- действующие силы;
- скорость перемещения;
- точность перемещения;
- направление перемещения;
- взаимодействие тел.

В перемещающих движениях различают:

- Параллельное действие сил, т.е. когда к телу приложено хотя бы две, возможно различные по величине и направлению силы, когда возможна взаимокompенсация одной силы другой, и, значит, силы действуют взаимосвязано и одновременно. В борьбе характерно взаимодействие правой и левой руки одновременно с бедром и др. звеньями.
- Последовательное действие сил при котором действие сил (группа мышц) может происходить только последовательно друг за другом, т.е. мышцы звеньев тела работают в четкой последовательности друг с другом. В этом случае какое-либо звено может быть слабее чем остальные в последовательной цепочке действия и необходимо его выявить, чтобы укрепить его (тренировкой или скорректировать технику выполнения действия таким образом, чтобы действие этого звена не уменьшало

конечный результат). Может быть, целесообразно работу этого звена вообще исключить из действия если возможны другие пути.

В перемещающих движениях одна из основных задач - это придание максимальной скорости спортивному снаряду или рабочему (конечному) звену в данном движении.

Скорость рабочего звена тела является результатом движения отдельных звеньев и, естественно, она будет максимальна только при определенном сочетании во времени движений отдельных звеньев. Различают:

- своевременное движение;
- движение с запаздыванием;
- движение с опережением.

Движение снаряда, его траектория, т.е. путь его перемещения, определяется следующими факторами:

- чем лучше результат, тем больше начальная скорость, значит тем выше классификация спортсмена;
- чем выше место вылета снаряда, тем дальше он улетит;
- вращение снаряда стабилизирует положение снаряда в полете, т.е. не позволяет кувыркаться в полете (гигроскопический эффект - волчок, велосипед и т.д.);
- искривляет траекторию полета (эффект Мангуса) $V_1 > V_2$, значит $P_1 < P_2$, отсюда возникает сила перпендикулярная потоку и направлению движения тела и траектория движения изменяется (искривляется);
- снаряд (тело) перемещается во внешней среде (воздух, вода), следовательно, среда оказывает влияние на тело. Различают лобовое сопротивление - это сила, с которой среда препятствует движению. тела относительно нее. Величина лобового сопротивления:

$$\bar{R}_x = S * C_x * \rho * \bar{V}_2$$

где S- площадь поперечного сечения max

C_x -- коэффициент лобового сопротивления (коэфф. формы)

ρ - плотность среды

V- скорость движения тела относительно среды.

Тела имеют различную конфигурацию, т.е. форму, значит и обтекаемость и структуру поверхности, а отсюда:

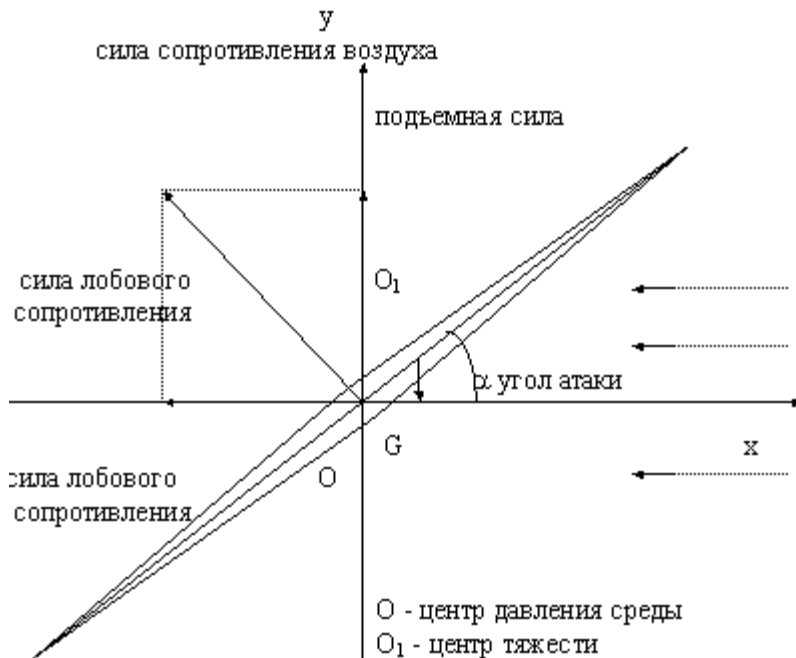
C_x - зависимость от формы (геометрия) тела

$C_x = 25 - 30$ наличие завихрений среды, поток турбулентный;

$C_x = 10 - 15$ частичные завихрения, поток турбулентный;

Завихрений нет, поток нормальный $C_x = 1$

При полете снаряда (диск, копье) воздушный поток обтекает снаряд под некоторым углом, но силу сопротивления среды можно разложить на составляющие:



Оптимально: для устойчивости совпадение O и O₁, тогда F_{под} направлена вверх - снаряд планирует.

Необходимым и обязательным условием возникновения подъемной силы является наличие скорости и угла (атаки) наклона тела навстречу направлению движения. Величина подъемной силы должна быть такой, чтобы обеспечивать получение нужного результата.

Под точностью перемещения следует понимать степень близости движения к требованиям двигательной задачи.

Различают задания по точности:

- обеспечение точности всей траектории движения (фигурное катание обязательная программа);
- конечная точность попадания в цель (стрельба, баскетбол) характеризуется средним отклонением от цели, т.е. систематической ошибкой, в случае нормального закона распределения характеризуется средней величиной и средним квадратическим отклонением. Для увеличения точности увеличивают площадь приложения силы (удар внутренней стороны стопы) и т.д.

В механике ударом называется кратковременное воздействие тел в результате которого резко возрастают их скорости.

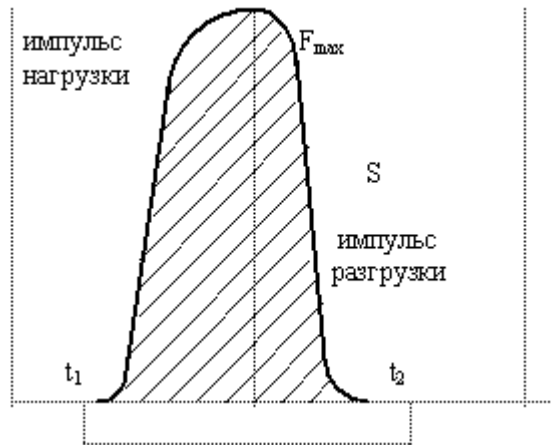
Примеры ударов:

- удар по мячу, шайбе (происходит быстрое изменение скорости по величине и направлению)

- приземление после прыжка;
- вылет стрелы из лука.

т.е. во всех случаях ударов имеет место изменение величины силы во времени.

Для наглядности представим это графически:



F - сила удара

T - время действия удара

$$T = t_2 - t_1$$

импульсы не равны т.к. имеются потери

$$S = \int_{t_1}^{t_2} F(t) \cdot dt$$

$$F \Delta t = m \cdot \Delta V$$

S - площадь - импульс силы, т.е. это произведение силы на время. Это ни что иное, как работа или затраченная энергия.

Ударный импульс равен изменению количества движения тела.

При ударе сначала происходит деформация тел, при этом кинетическая энергия движения переходит в потенциальную энергию упругой деформации, затем эти потенциальная энергия переходит в кинетическую с неизбежными потерями (тепловую энергию).

Различают три вида удара:

- чисто упругий удар, вся механическая энергия сохраняется (потерь нет), наиболее близкий удар бильярдных шаров;

- неупругий удар, энергия деформации полностью переходит в тепло, при этом скорости взаимодействующих тел после удара равны нулю.

- частично упругий удар. Только часть энергии упругой деформации переходит в тепло. Характеризуется коэффициентом восстановления:

$$K = \frac{V \text{ после удара}}{V \text{ до удара}}$$

У теннисного мяча международного стандарта $K = 0,73 - 0.76$.

Механика мышечного сокращения

Кости с надкостницей, суставными сумками и связочным аппаратом образуют пассивный двигательный аппарат. Это полужесткая опорная система, ограничивающая подвижность органов и определяющая доступные им движения. Сами же движения осуществляются за счет активного двигательного аппарата - системы мышц.

Биомеханика не изучает природы мышечного сокращения - перехода химической энергии АТФ в механическую энергию (это изучает биохимия). Анатомия изучает строение и функции мышц, физиология - закономерности нервных управляющих воздействий на мышцу. Биомеханику интересует, что происходит с механикой мышцы в результате этих нервных влияний. Иными словами, биомеханику интересует связь линейных перемещений концов мышцы (кинематика движений) и усилий, развиваемых мышцей (динамика движения). Речь идет о связи мышечных усилий с величиной и скоростью изменения длины мышцы. В этой связи заключается вся механика мышечного сокращения.

2.1. Биомеханические свойства мышц

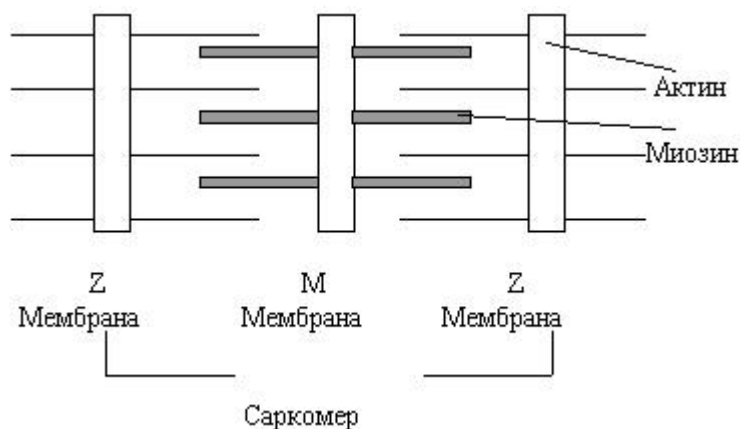


Рис. 2.1 Строение саркомера

Сократимость - это способность мышцы укорачиваться при возбуждении, в результате чего возникает сила тяги. Свойство сократимости принадлежат собственно сократительным (контрактильным) элементам мышцы. Первичным сократительным механизмом мышечной ткани является саркомер (рис.2.1).

Саркомер состоит из тонких белковых нитей актина и толстых белковых нитей миозина. Темные нити миозина пересекаются посередине МЫШЦ мембраной, светлые полосы тоже разделены промежуточной Z мембраной. Повторяющийся период то Z до Z мембраны называется саркомером.

Тонкие нити активно расположены с обеих сторон наподобие гребенки между толстыми миозиновыми нитями. При возбуждении мышц тонкие нити актина вдвигаются с обеих сторон между толстыми нитями миозина. Происходит сокращение мышцы, уменьшение ее длины. Поскольку каждая миофibrилла состоит из большого числа (n) последовательно расположенных саркомеров, то величина и скорость изменения длины мышцы в n раз больше, чем у одного саркомера.

Сила тяги, развиваемая миофibrиллой, состоящей из n последовательно расположенных саркомеров, равна силе тяги одного саркомера. Эти же самые n саркомеров, соединенные параллельно (что соответствует большому числу миофibrилл), дают n - кратное увеличение в силе тяги, но скорость изменения длины мышцы такая же, как скорость сокращения одного саркомера.

Поэтому увеличение физиологического поперечника мышцы приводит к увеличению ее силы, но не изменяет скорости ее укорочения, и наоборот, увеличение длины мышцы приводит к увеличению скорости сокращения, но не влияет на ее силу. Мы говорим: короткие мышцы - сильные, длинные мышцы - быстрые.

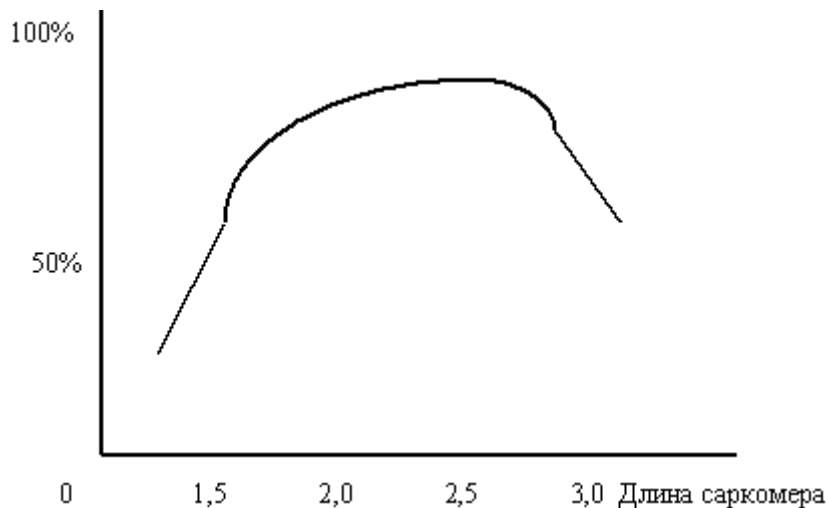


Рис. 2.2 Зависимость между длиной саркомера и силой

Сила тяги сократительных компонентов мышцы зависит от длины мышцы (рис.2.2). Сила тяги максимальная при так называемой длине покоя мышцы, когда имеет место наибольшее перекрытие актиномиозиновых мостиков. При растяжении или активном укорочении мышцы перекрытия актиномиозиновых мостиков уменьшается, и уменьшается сила тяги сократительного компонента. В сократительном компоненте мышцы под влиянием нервного импульса происходит превращение химической энергии энергетически богатых структур в механическую энергию мышечного сокращения и теплоту (это уже потери подводимой энергии). Таким образом, работа сократительного компонента происходит с поглощением энергии от организма.

Упругость - это способность восстанавливать первоначальную длину после устранения деформирующей силы. носителями упругих свойств мышцы являются соединительно - тканые образования, составляющие оболочку мышечного волокна, сухожилия мышц, места перехода миофibrилл в соединительную ткань. При растягивании упругих компонентов мышцы возникают упругие силы противодействия деформации, и накапливается (аккумулируется) энергия упругой деформации. После снятия деформирующих нагрузок мышцы отдает эту накопленную энергию на совершение механической работы по перемещению биомеханических звеньев. Эта работа упругих сил производится без потребления запасов химической энергии от организма, то есть она “бесплатна” для организма.

В линейной упругой системе (например, пружине) упругие силы растут пропорционально величине растяжения пружины (рис.2.3):

$$P = c * \Delta l$$

где P - упругая сила,

Δl - величина растягивания (деформации) пружины

c - коэффициент упругости (жесткость) пружины

Жесткость материала или конструкции - это способность противодействовать прикладываемым силам. Чем больше жесткость, тем большую силу нужно приложить к упругому телу, чтобы растянуть его на заданную величину. Жесткость линейной (идеальной) упругой системы - есть величина постоянная на всем участке деформации.

Мышца - это нелинейное упругое образование. Упругие силы в мышце растут непропорционально растяжению (рис.2.4, кривая 2). Вначале мышца растягивается легко, а затем даже для небольшого ее растяжения надо прикладывать все большую силу. Мышца ведет себя как трикотажный шарф: вначале он легко растягивается, а затем становится практически нерастяжимым. Иными словами, мышца обладает высоко нелинейной упругостью. Упругое сопротивление мышцы (ее жесткость) растет по мере растягивания мышцы, то есть мышца - это упругая система с переменной жесткостью.

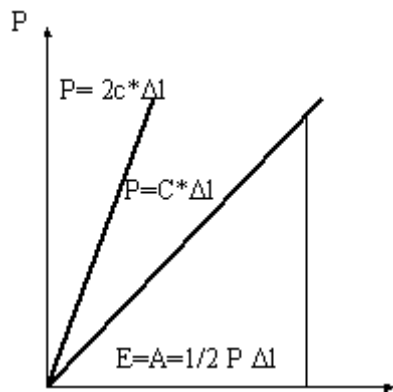


Рис.2.3 Зависимость упругой силы P от величины растяжения пружины Δl . Упругость (жесткость) пружины 2 в два раза больше, чем пружины 1. Механическая работа A , затраченная на растягивание пружины, переходит в энергию упругой деформации и выражается площадью под кривой

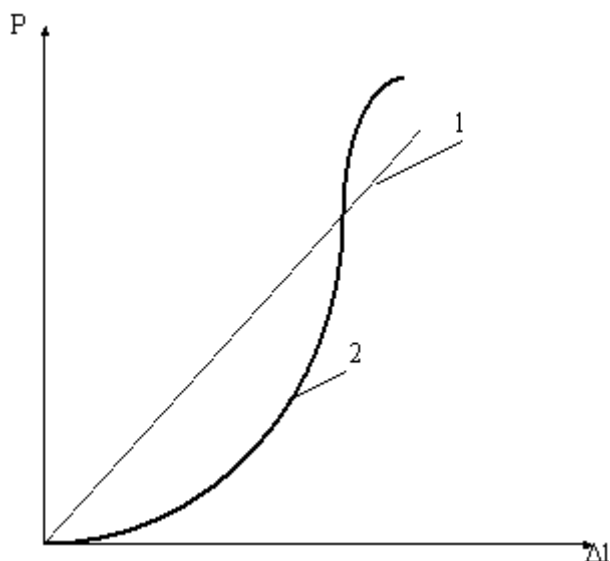


Рис.2.4 Зависимость упругой силы P от величины деформации Δl для линейной (кривая 1) и нелинейной (кривая 2) упругой системы.

Прочность мышцы оценивается величиной растягивающей силы, при которой происходит разрыв мышцы. Сила, при которой происходит разрыв мышцы (в пересчете на 1 кв.мм. ее поперечного сечения), составляет от 0,1 до 0,3 н/кв.мм. Предел прочности сухожилия составляет около 50 н/кв.мм, а фасций - около 14 н/кв.мм.

Релаксация (расслабление) - свойство мышцы, проявляющееся в уменьшении с течением времени силы тяги при постоянной длине мышцы. Пример: перед выпрыгиванием вверх мы приседаем. Этим мы предварительно растягиваем мышцы (ягодичные, четырехглавую бедра, трехглавую голени), которые будут выполнять рабочую функцию (создать силу тяги) в фазу отталкивания. Чем длительнее пауза между приседанием и отталкиванием, тем больше релаксируются растянутые мышцы. То есть с увеличением паузы сила тяги этих мышц будет уменьшаться, следовательно, будет уменьшаться и высота выпрыгивания, вследствие рассеивания энергии упругой деформации, накопленной в фазе приседания.

Вязкость определяется наличием внутреннего трения в сократительном компоненте мышцы. Это свойство вызывает потери энергии мышечного сокращения, идущие на преодоление вязкого трения, обусловленного силами внутреннего взаимодействия между актиномиозиновыми нитями саркомера. В диапазоне укорочения мышцы потери на преодоление сил внутреннего трения больше, чем в диапазоне ее растягивания.

2.2. Трехкомпонентная модель мышцы

Понять механику мышечного сокращения помогает представление мышцы в виде механической модели, составленной из комбинации сократительных и упругих компонентов (рис.2.5). Упругие компоненты мышцы моделируем в виде пружин с нелинейными упругими свойствами. Представление о мышце как о трехкомпонентной системе является биомеханической моделью. Это не означает, что мышца реально (то есть материально, вещественно) состоит из трех этих компонентов, а лишь означает, что мышца обладает свойствами, характерными для тех элементов, которыми мы моделируем мышцу. Выявив в предыдущем параграфе свойства элементов, из которых мы моделируем мышцу, рассмотрим, как эта модель будет разгонять биокинематические звенья.

Если мышца не была предварительно растянута, то ее следует рассматривать как систему, состоящую из сократительного (саркомер) и последовательного упругого компонентов (сухожилия мышц, места перехода миофибрилл в соединительную ткань).

При возбуждении нерастянутой мышцы начинается процесс укорочения контрактильного компонента. Сила тяги, развиваемая контрактильным элементом при его укорочении, будет растягивать последовательный упругий компонент, передавая через него усилие разгоняемому звену. Растягивание последовательного упругого компонента будет длиться до тех пор, пока скорость звена не уравнивается со скоростью контрактильного компонента. С этого момента растянутая последовательная пружина освобождается от деформирующей нагрузки и начинает релаксировать (восстанавливать исходную длину). Высвобождаемая при релаксации пружины энергия упругой деформации переходит в кинетическую энергию перемещаемого звена, сообщая ему дополнительную скорость. Скорость звена становится больше скорости сократительного процесса, и дальнейшее его стимулирование с потреблением энергии от организма становится нецелесообразным.

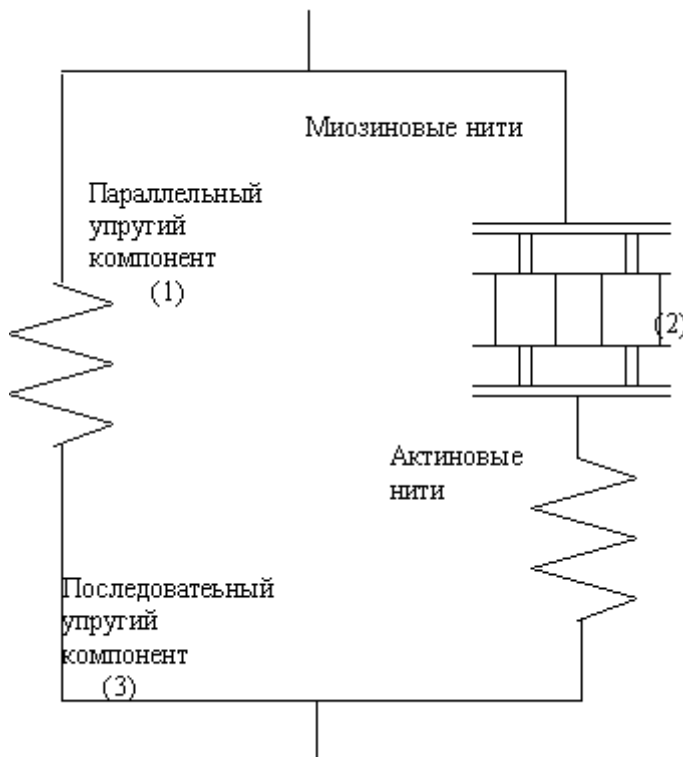


Рис.2.5 Трехкомпонентная модель мышцы (по В.М.Зациорскому)

- 1 - параллельный упругий компонент,
- 2 - сократительный компонент,
- 3 - последовательный упругий компонент

Таким образом, важнейшие свойства системы, составленной из сократительного и последовательно упругого элементов, является ее способность сообщать звену скорость, превышающую максимальную скорость сокращения мышцы.

Рассмотрим роль параллельного упругого компонента (соединительно - тканые образования, составляющие оболочку мышечного волокна) в механике мышечного сокращения.

При растягивании пассивной мышцы в параллельном упругом компоненте возникают силы упругой деформации. Зависимость между длиной пассивной мышцы и упругими силами показана на кривой 2, рис.2.6.

При возбуждении предварительно растянутой мышцы суммарная сила тяги активной мышцы (кривая 3, рис.2.6) равна сумме сил, которые проявляют: а) контрактный компонент мышцы (кривая 1, рис.2.6), параллельный упругий компонент (кривая 2, рис.2.6).

Таким образом, при стимулировании сократительного процесса предварительно растянутой мышцы развиваемая ею суммарная сила тяги превышает силу тяги собственно контрактного компонента. Зависимость между данной силой тяги активной мышцы (кривая 3, рис.2.6) называется характеристической зависимостью "сила - длина" мышцы.

Еще И.М.Сеченовым было замечено, что высокая скорость достигается тогда, когда мышцы посредством которых оно выполняется, сокращаются, находясь перед этим в сильно растянутом состоянии. Это явление получило в дальнейшем название баллистической работы.

Вывод о целесообразности баллистического эффекта не нов. Встает только вопрос, а как этого добиваться?

Ошибочно думать, что предварительное растягивание мышцы должно осуществляться ее антагонистом. Растягивать мышцу должна сила для данного сочленения внешняя. Например, сила тяжести, при амортизации, сила инерции звена, возникающая при движении в других сочленениях, работа по разгону этого звена, проделанная в предыдущей фазе (замах, обгон снаряда при метаниях).

2.3. Характерная зависимость "сила - скорость" мышцы

Впервые зависимость между силой тяги мышцы и скоростью ее сокращения была установлена экспериментальным путем А.В.Хиллом. Эта зависимость определяла: во сколько раз быстрее сокращается мышца, во столько раз меньшую силу она может развить. Графически эта зависимость изображается квадратической гиперболой (кривая 1, рис.2.7). Но эта зависимость справедлива лишь в режиме преодолевающей работы мышцы при ее активной укорочении.

В режиме же выступающей работы при растягивании активной мышцы взаимосвязь "сила - скорость" иная: чем с большей скоростью растягивается мышца, тем большую силу она проявляет (кривая П, рис.2.7). Пример сказанному: из исходного положения "вис" на перекладине подтянуться (преодолевающий режим работы мышц), проявляя большую силу мы можем только медленно. Медленно же опуститься в вис (уступающий режим) значительно труднее, чем быстро, так как в уступающем режиме большую силу развить можно только при большей скорости.

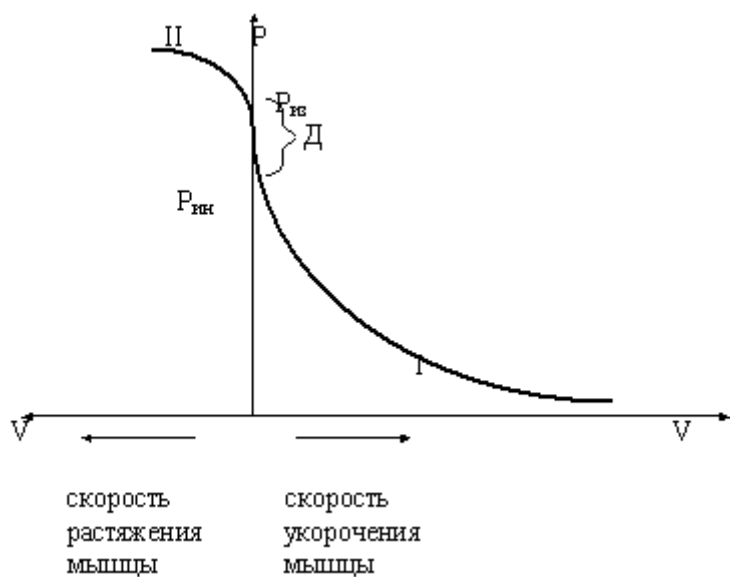


Рис.2.7 Зависимость “сила - скорость” мышцы

I - режим активного укорочения мышцы при преодолевающей работе,

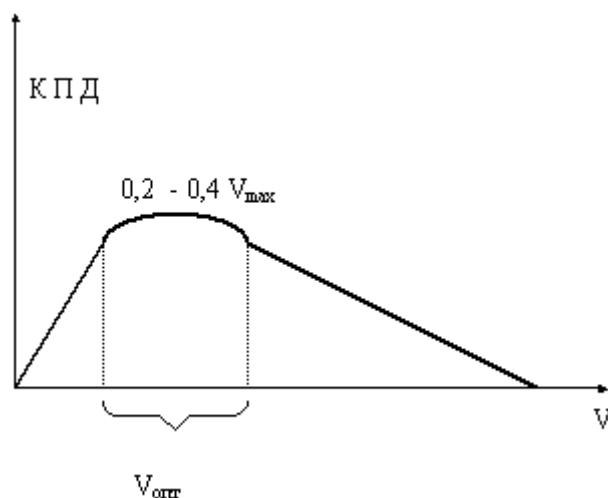
II - режим растягивания (удлиненная) активной мышцы при уступающей работе,

Рив и Рин - верхняя и нижняя границы предельного изометрического напряжения мышцы

$Д = (Р_{ив} - Р_{ин})$ - интервал предельных напряжений мышцы в изометрическом режиме $Д$ 0,2 Рин

Итак, реальная зависимость между силой тяги мышцы и скоростью ее укорочения или растяжения представлена на рис.2.7. Анализ зависимости показывает: если статическому (изометрическому) режиму работы непосредственно предшествовал преодолевающий (кривая 1), то развиваемая мышцей максимальная изометрическая сила не превышает величину Рин, если же статическому режиму предшествовал уступающий (кривая 2), то мышца развивает усилие Рив. Пример сказанному: если гимнаст из исходного положения “упор” на кольцах опускается в положение “крест”, то его мышцы для удержания положения “крест” могут развивать усилие Рив (статическому режиму работы мышц предшествовал уступающий). Если же гимнаст выполняет “крест” из положения “вис” на кольцах, то статическому режиму работы мышц будет предшествовать преодолевающий, и мышцы гимнаста для удержания положения “крест” смогут проявить усилие только Рин, то есть меньше, чем в предыдущем случае.

На рис. 2.8 представлена зависимость коэффициента полезного действия мышцы (КПД превращения мышцей химической энергии в механическую) от скорости ее сокращения. Наиболее высокий КПД мышцы наблюдается в диапазоне скоростей сокращения от 0,2 до 0,4 от максимальной.



2.4 Модель энергетически рациональной структуры движения

Полная механическая энергия мышцы, идущая на совершение работы по перемещению звеньев нашего тела, складывается из энергии сократительного процесса (происходящего с потреблением энергии от организма) и энергии упругой деформации мышц (практически “бесплатной” для организма). Остановимся на вопросе эффективности использования полной энергии мышцы в процессе выполнения наших движений, то есть рассмотрим модель энергетически рациональной структуры движения.

Рассмотрим этот вопрос на примере выполнения циклических движений, в которых движения биомеханических звеньев носят возвратно - вращательный характер. Возвратное движение характеризуется сменой направления движения на противоположное (туда - обратно). Например, движение маховой ноги при прыжках в длину. Обычно и прямое, и возвратное движение состоят из двух фаз: а) прямое - разгон и торможение звена; б) обратное - вновь разгон и торможение (рис.2.9). При этом наиболее характерными фазами большинства наших суставных движений являются торможение прямого движения и разгон обратного. Между этими фазами существует граничная поза, то есть положение звена, при котором происходит смена направления движения (смена направления скорости).

На рис. 2.10 представлена энергетически рациональная модель структуры возвратных движений. Рассмотрим режим работы мышц, осуществляющих движение, и их антагонистов в каждой фазе движения.

1. Прямое движение. Сгибание бедра - разгон. происходит стимуляция сократительного процесса мышц сгибателей бедра с потреблением энергии от организма. Эта энергия совершает работу по разгону звена. Как только скорость звена достигнет скорости сокращения мышцы, дальнейший разгон звена осуществляет релаксирующий последовательный упругий компонент за счет превращения накопленной потенциальной энергии упругой деформации в кинетическую энергию движения звена. Это дополнительная порция сообщаемой звену энергии, а значит, и скорости. Стимуляция сократительного процесса должна прекратиться, так как не дает механического эффекта.

Мышцы антагонисты (разгибатели бедра) не возбуждены. В конце фазы разгона начинается постепенное растягивания невозбужденного антагониста (разгибателя бедра).

2. Торможение прямого движения - сгибание бедра. Звено начинает тормозиться, когда его кинетическая энергия тратится на работе против сил тяжести звена и на работу против упругих сил растягивающегося антагониста (разгибателя бедра). Возникающие

по мере растягивания антагониста все большие и большие упругие силы (нелинейная упругость, переменная жесткость) тормозят прямое движение бедра.

В граничной позе прямое движение останавливается. Скорость звена равняется нулю. Происходит смена направления движения. Вся кинетическая энергия звена израсходована на работу против сил тяжести звена и упругих сил растягивающихся, невозбужденных антагонистов.

В каком же состоянии оказываются мышцы в граничной позе к моменту начала второго возвратного движения - разгибания бедра?

Сгибатели бедра - расслаблены и возбуждены, они не удерживают сочленение в согнутом положении и не оказывают сопротивления начинающемуся возвратному движению.

Разгибатели бедра - не возбуждены, но предельно растянуты (внешней для них силой инерции звена, а не силой тяги мышц - сгибателей бедра). Они накопили потенциальную энергию упругой деформации упругого компонента, на приобретение которой не потребовалось затраты химической энергии организма.

3. Обратное движение бедра. Разгон. Разгибание бедра.

Мышцы разгибателя бедра предельно растянуты, упругие силы изменяют направление движения звена на обратное. В этот момент необходимо включение в работу сократительных компонентов разгибателей бедра (должен начаться сократительный процесс как результат возбуждения мышцы). Сила тяги сократительных компонентов будет складываться с силами упругой деформации параллельного упругого компонента. Суммарная сила тяги мышцы увеличится. И опять сократительный процесс мышц бедра (с потреблением энергии от организма) должен прекратиться, как только скорость звена достигнет скорости укорочения мышцы. Дополнительную порцию кинетической энергии звено получит от последовательного упругого компонента.

4. Обратное движение. Торможение разгибателей бедра. протекает по тем же закономерностям, как и торможение прямого движения. Силы инерции звена растягивают мышцы антагонисты (сгибатели бедра). Упругие силы растягивающихся мышц сгибателей бедра тормозят движение.

К концу фазы торможения, перед моментом вторичного начала прямого движения, наблюдается следующая картина: разгибатели бедра расслаблены и не возбуждены, они не удерживают сочленение в разогнутом положении и не оказывают сопротивление начинающемуся возвратному движению (сгибанию бедра). Сгибатели бедра - не возбуждены, предельно растянуты внешней силой, накопили энергию упругой деформации для выполнения работы по разгону звена в следующей фазе движения.

Итак, сведем в единое резюме основные условия эффективного использования энергии мышечной системы в скоростно - силовых движениях:

1. В процессе движения мышца должна работать в диапазонах сильного растягивания, сокращаясь при этом на малую величину.
2. Растягивание должно быть результатом действия внешней силы (инерции), а не силы тяги антагонистов, развиваемой в текущий момент.
3. Стимуляция мышечного возбуждения (сократительный процесс мышцы) должна начинаться в фазе наибольшего удлинения мышцы.

4. При стимуляции возбуждения должно особо акцентироваться начало процесса (обеспечиваться возможно большая мощность первого рывка).

5. Активное сокращение мышцы (возбудительный процесс) должно делаться лишь до тех пор, пока это дает механический эффект.

3. УПРАЖНЕНИЯ С СОХРАНЕНИЕМ ПОЛОЖЕНИЯ ТЕЛА

3.1. Общая характеристика статических положений

При выполнении многих физических упражнений и спортивных движений человеку необходимо сохранять неподвижное положение тела или, как принято называть, статическое положение. Например, как исходное - различные стартовые положения, как промежуточные - всевозможные висы, упоры, стойки, как конечное - фиксация штанги на вытянутых руках.

В каждой из спортивных специализаций есть множество примеров статичных упражнений, которые являются важным элементом спортивной техники. В зависимости от принадлежности к той или иной фазе движения статические положения несут определенную функциональную нагрузку в целостном движении и играют свою особую роль в решении основной двигательной задачи.

Изучение биомеханики физических упражнений мы начинаем с биомеханического анализа статических положений как важного и своеобразного элемента спортивной техники, определяющего в ряде спортивных движений эффективность решения основной двигательной задачи.

Биомеханическая функциональная роль статических положений в целостном спортивной движении будет различной в зависимости от данного статического положения. Так, например, одной из задач правильного исходного статического положения штангиста перед подъемом штанги является задача - не допустить перегрузки межпозвоночных дисков в последующий момент подъема штанги (рис.3.1). Статическое положение с сохранением нормального поясничного лордоза устраняет сдавливание межпозвоночных дисков. В момент же фиксации штанги на вытянутых руках - основная задача принять такое статическое положение, которое бы обеспечило необходимую степень устойчивости равновесия механической системы "человек - штанга".

Можно сравнить по биомеханическому функциональному значению и роли в решении двигательной задачи следующие статистические положения: стартовые положения в локомоторных движениях, стойки врата-рей, стойки волейболистов перед приемом мяча, защитные стойки в баскетболе, удержание упора, виса или стойки в гимнастике или акробатике и т.д. Необходимо помнить, что любая смена направления движения спорт-смена происходит через мгновенную статическую позу.

Огромная роль статических положений в спортивных движениях предполагает их специальное биохимическое изучение и анализ.

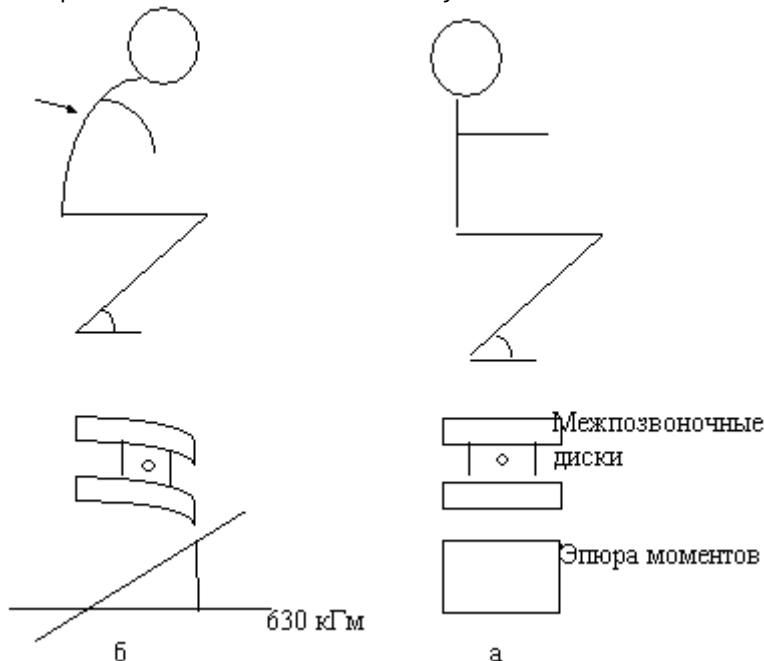
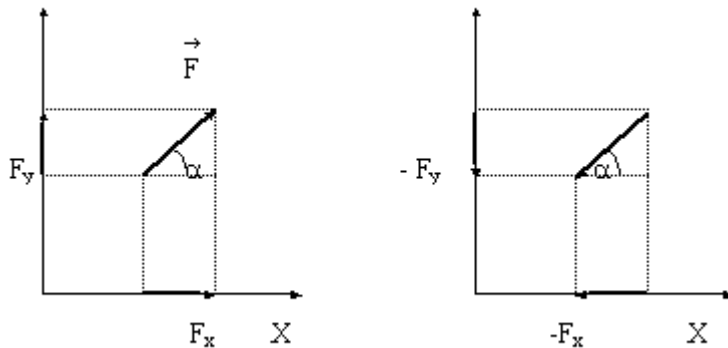


Рис. 3.1 Нагрузка на межпозвоночные диски при подъеме штанги:
а - правильное исходное положение, б - неправильное.



$$F_x = |F| \cos \alpha; F_y = |F| \sin \alpha; \operatorname{tg} \alpha = F_y / F_x$$

Рис.3.2 Проекция вектора силы на координатные оси.

Следует помнить, что термин “статическое положение” не совсем точен. Чистая статика наступает лишь после смерти. В живой системе происходят живые процессы дыхания, кровообращения, мышечного тремора, что приводит к смещению масс тела, а следовательно, и нарушению условий статики. Поэтому биомеханический анализ упражнений с сохранением положения тела как статических положений мы будем производить в рамках определенных допущений, которые оговорим несколько позже. Сохранение положения тела (статическое положение) характеризуется: 1) позой, то есть взаимным относительным положением звеньев тела, необходимым для выполнения определенной двигательной задачи; 2) ориентацией и местоположением в пространстве; 3) отношением к опоре.

В статическом положении тело человека как биомеханическая система (элементы этой системы - отдельные звенья тела человека) находится в равновесии.

Равновесие механической системы под действием приложенных к ней сил - это такое состояние, при котором координаты всех точек системы постоянны (неизменяемы во времени) по отношению к неподвижной системе отсчета.

О равновесии мы можем говорить и в случае сохранения позы в движении, то есть в случае так называемой динамической позы, при которой скорость изменения координат хотя бы одного из звеньев не равна нулю. В случае динамической позы силы, действующие на отдельные звенья тела, не должны изменять их взаимного относительного положения, то есть не должны вызывать движения этих звеньев друг относительно друга.

Итак, для сохранения и положения позы тела нам необходимо со-стояние, при котором выполняется условие равновесия сил, действующих на биомеханическую систему.

Изучение условий равновесия механической системы под действием приложенных к ней сил является одной из основных задач раздела общей механики, который называется “Статика твердого тела”. В разделе “Статика” излагаются два основных вопроса: 1) учение о силах и условиях равновесия материальных тел под действием системы сил; 2) учение об общем центре тяжести тела (ОЦТ).

3.2. Определение координат ОЦТ тела спортсмена

На каждую частицу тела, находящегося в поле земного тяготения действует направленная к центру Земли сила, называемая силой тяжести. По величине сила тяжести равна массе тела, помноженной на ускорение свободного падения: $P = m \cdot g$. Ввиду малого размера тел, с которыми обычно приходится иметь дело, относительно размеров Земли, мы считаем силы тяжести частиц тела направленными вертикально вниз и параллельными друг другу. Если элементарные силы тяжести, действующие на отдельные частицы тела, есть $P_1, P_2, P_3, \dots P_n$, а равнодействующая этих параллельных сил - P , то модуль этой силы:

$$P = P_1 + P_2 + P_3 + \dots + P_n = \sum_{i=1}^n P_i$$

Точка, через которую проходит действие равнодействующей элементарных сил тяжести при любом повороте тела в пространстве, являющаяся центром параллельных сил

тяжести, называется общим центром тяжести (ОЦТ) твердого тела. Так как тело человека не является твердым неизменяемым телом, а представляет из себя систему взаимно подвижных звеньев, то положение ОЦТ будет определяться главным образом, позой тела человека (то есть взаимным относительным расположением звеньев тела) и изменяться с изменением позы.

Знание положения ОЦТ тела человека важно для биомеханического анализа и для решения многих самостоятельных задач механики спортивных движений. Часто по движению ОЦТ мы судим о движении тела чело-века в целом, оцениваем как бы результат движения. Положение ОЦТ метаемых снарядов определяет их аэродинамические свойства. По характеристикам движения ОЦТ (траектории, скорости, ускорения) можно судить о технике выполнения движения. В безопорном положении движения всех звеньев тела человека происходит вокруг осей, проходящих через ОЦТ. На характеристики движения самого ОЦТ во время безопорного положения мы повлиять не можем, так как программа движения ОЦТ в полетной фазе задается в процессе взаимодействия спортсмена с опорой.

По положению ОЦТ тела спортсмена мы оцениваем статические положения (стартовые, промежуточные, конечные), так как положение ОЦТ характеризует степень устойчивости равновесия. Степень напряжения тех или иных мышечных групп в статическом положении зависит от положения ЦТ звена и вышележащих звеньев.

Положение ОЦТ зависит от распределения масс тела (от конструктивных особенностей) и этим определяет двигательные возможности человека.

Говоря об ОЦТ тела человека, следует иметь в виду не геометрическую точку, а некоторую область пространства, в которой эта точка перемещается. Это перемещение обусловлено процессами дыхания, кровообращения, пищеварения, мышечного тонуса и др., то есть процессами, при-водящими к постоянному смещению масс тела человека.

Ориентировочно можно считать, что диаметр сферы, внутри которой происходит перемещение ОЦТ, в спокойном состоянии составляет 10 - 20 мм. В процессе же движения смещение ОЦТ может значительно увеличиваться и при этом оказывать влияние на технику выполнения движений.

Координаты ОЦТ тела человека по фотографии определяются аналитическим путем на основании формулы:

$$X_c = \frac{\sum (P_i * x_i)}{\sum P_i}; \quad Y_c = \frac{\sum (P_i * y_i)}{\sum P_i}$$

где X_c - абсцисса ОЦТ тела спортсмена,
 Y_c - ордината ОЦТ тела спортсмена,
 x_i - абсцисса ЦТ отдельного звена,
 y_i - ордината ЦТ отдельного звена,
 P_i - вес отдельного звена тела спортсмена,
 $\sum P_i$ - вес тела спортсмена.

3.3. Основные понятия статики

Перед тем как приступить к выяснению условий равновесия материальных тел под действием системы сил, введем некоторые теоретические понятия.

В статике будем рассматривать только силовые отношения, не выясняя природу (причину) возникновения этих сил. Под силой мы понимаем количественную меру механического взаимодействия тел.

Силы, действующие на человека в основной стойке: 1) сила тяжести его тела или других тел (снарядов, партнеров), 2) сила реакции опоры (вес приложен к опоре, реакция опоры - к человеку). Это внешние по отношению к телу человека силы (результат взаимодействия тела человека с другими телами - землей и опорой).

Тело человека - не твердое тело, а система подвижно соединенных звеньев. Для сохранения позы (то есть взаимного относительного расположения подвижных звеньев тела) необходимо закрепить суставы (более 240 степеней свободы, то есть 240 возможных передвижений). Это закрепление, фиксация суставов, обеспечивается силами мышечных тяг. Мышечные силы - это внутренние силы для тела человека. Мышцы своим напряжением обеспечивают сохранение позы и положения, они заставляют как бы "отвердеть" систему взаимно подвижных звеньев человеческого тела. Следует подчеркнуть, что для сохранения позы особую роль играют мышцы.

Часто условия действия внешних сил таковы, что равновесие возможно (“крест” на кольцах, “флажок” на шведской стенке) , но человек не может сохранить свое положение и позу потому, что недостаточно сильны его мышцы. У разных людей свои предельные позы.

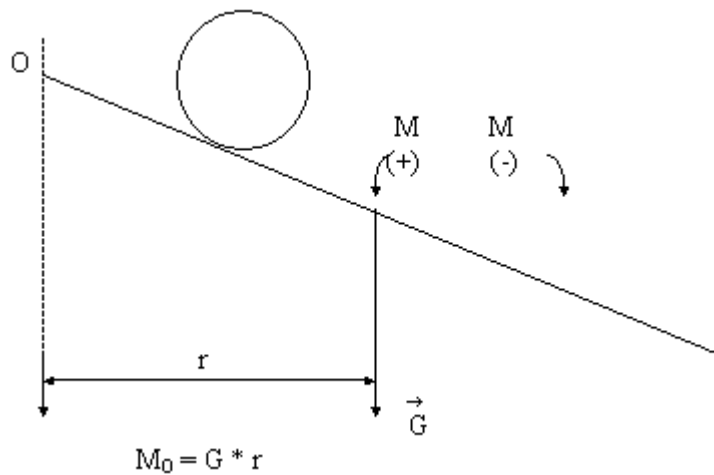


Рис.3.3 Момент силы тяжести гимнаста (M_O) относительно оси перекладины.

G - сила тяжести,
 r - плечо

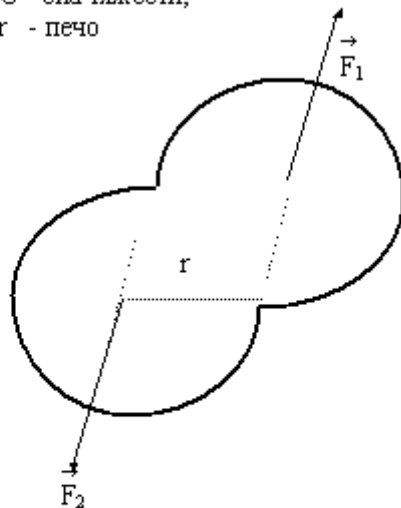


Рис.3.4 Пара сил F_1 и F_2 ,
 r - плечо пары сил,

$\vec{M} = F_1 * r$ - момент пары сил.

Чтобы задать силу, надо знать: 1) ее величину (модуль), 2) направление, 3) точку приложения. Силы, как вектора, можно вычитать, складывать, умножать.

Решение многих задач по определению условий равновесия тела под действием системы сил связано с операцией геометрического сложения (вычитания) сил.

Одним из условий равновесия является необходимость того, чтобы геометрическая

$$\vec{R} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i = 0$$

сумма всех сил, то есть главный вектор был равен нулю :

Силовой многоугольник должен быть замкнут (конец последней силы совпадает с началом первой). Если главный вектор не равен нулю, то система сил приводится к одной силе, а под действием одной силы тело не может находиться в равновесии.

Проекция силы на ось. Часто при решении задач статики оперируют не векторами сил, а их проекциями на координатные оси (рис.3.2). Проекцией силы на ось называется скалярная величина, равная длине отрезка, заключенного между проекциями начала и конца силы. Проекция имеет знак “плюс”, если перемещение от ее начала к концу происходит в положительном направлении оси, и знак “минус” - если в отрицательном. Если сила перпендикулярна оси, то ее проекция равна нулю.

Моментом силы относительно точки на плоскости называется векторная величина, по

модулю равная произведению силы на плечо силы (плечом силы является кратчайшее расстояние между точкой, относительно которой изменяется момент силы, и направлением действия силы). Пример: гимнаст на перекладине (рис 3.3). Момент силы тяжести гимнаста : $M_o = G * r$. Если видим вращение почасовой стрелке, то такой момент отрицательный, и наоборот.

Парой сил называется система двух равных по модулю, параллельных и направленных в противоположные стороны сил (рис.3.4).

Система сил, образующих пару, не находится в равновесии и не имеет равнодействующей. Действие пары сил на тело сводится к некоторому вращательному эффекту. Момент пары сил - это произведение модуля одной из сил на плечо: $M = \pm F * r$.

Аксиома освобождения от связей. Равновесие твердого тела не изменится, если мы мысленно освободимся от связей, наложенных на данное тело, и заменим действие этих связей их реакциями.

Свободным телом называют тело, не связанное с другими телами. Оно может перемещаться в любых направлениях под действием приложенных к нему сил.

Например, летящий мяч, ядро, тело спортсмена в без-опорной фазе. Обычно тела как то соединены, связаны друг

а б

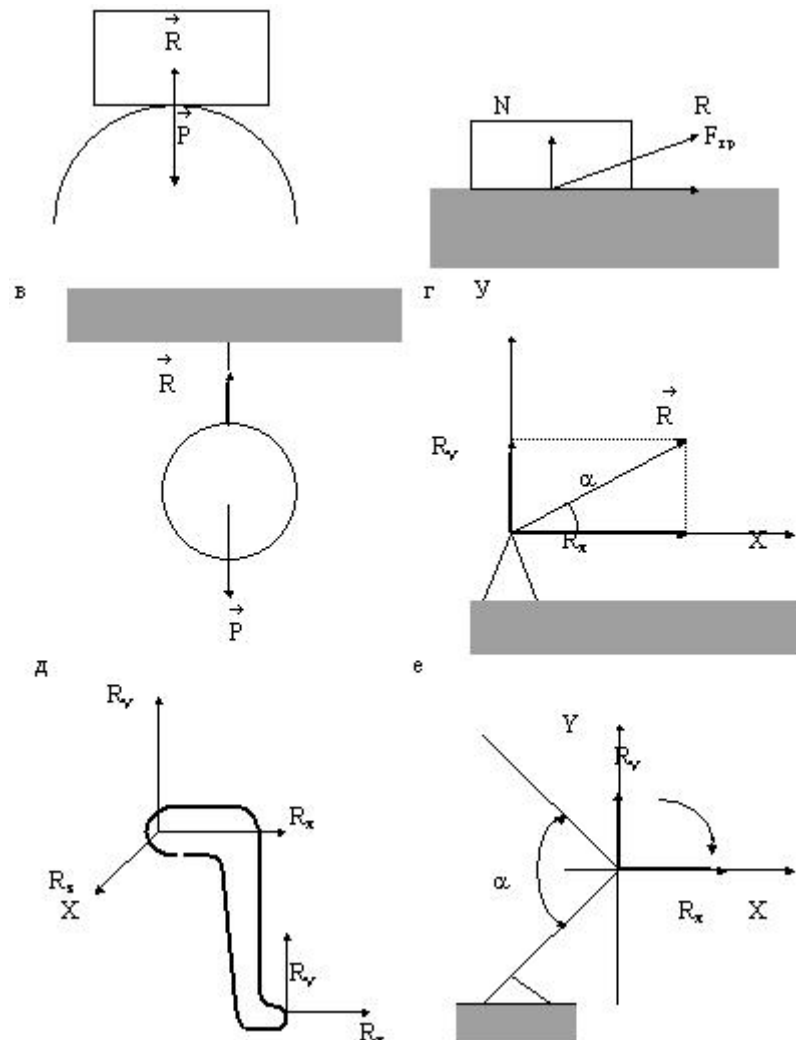


Рис.3.5 Направление реакции связи при разных видах связей.

с другом, в результате чего перемещения этих тел ограничены. Одно тело ограничивает, мешает перемещению другого. Если тело ограничено в своих перемещениях, то говорят, что тело не свободно, на это тело наложены связи. Связью в механике называется всякое другое тело, которое ограничивает перемещение тела

(объекта) в определенном направлении.

Пример связей: пол, гриф перекладины, торы колец и т.д. Для отдельных звеньев человеческого тела, соединенных друг с другом связями, ограничивающими их перемещения, являются такие анатомические образования, как суставные поверхности, суставные сумки, связки мышц. Сила с которой связь действует на тело, препятствуя его перемещению, называется силой реакции связи. По величине сила реакции связи равна силе давления нашего тела на связь и направлена в сторону, противоположную этому давлению.

Реакция связи существует только тогда, когда данное тело воздействует на связь.

Реакция связей - это реактивные (ответные) силы.

При анализе физических упражнений необходимо уметь определять реакции связей (по величине и направлению), так как реакция связей определяет характер воздействия связи на наше тело. В большинстве случаев направление его является сложной задачей.

Познакомимся с основными видами связей: 1) реакции идеально гладкой поверхности. Трением о такую поверхность можно пренебречь. Такая поверхность не дает телу перемещаться только вертикально вниз (по нормали к поверхности). Поэтому реакция связи идеально гладкой поверхности направлена перпендикулярно (по нормали) к поверхности со-прикасающихся тел в точке их касания (рис.3.5а); 2) реакция шероховатой поверхности. Такая поверхность не дает телу перемещаться вниз по нормали и вдоль поверхности. Направление реакции связи здесь заранее не известно. Поэтому в этом случае раскладывают полную реакцию связи на две составляющие по тем направлениям, по которым связь не дает перемещаться телу (рис 3.5б): одна составляющая N - по нормали к поверхности, вторая составляющая $F_{тр}$ - вдоль поверхности. По величине полная реакция связи равна:

$$R = \sqrt{N^2 + F_{тр}^2}.$$

Направление реакции связи определяется соотношением:

$$\operatorname{tg} \alpha = N / F_{тр};$$

3) реакция стержня. Стержень не дает телу удаляться от точки подвеса. Поэтому реакция стержня или натянутой нити натянута вдоль стержня или натянутой нити в точке ее подвеса (рис.3.5в); 4) неподвижная шарнирная опора. Реакция такой опоры проходит через ось шарнира и может иметь любое направление в плоскости чертежа (рис.3.5г). Необходимо разложить полную реакцию связи на ее составляющие R_x и R_y по направлению осей координат. По величине полная реакция связи равна:

$$R = \sqrt{R_y^2 + R_x^2}.$$

Направление ее определяется соотношением:

$$\operatorname{tg} \alpha = R_y / R_x$$

Связи, наложенные на сустав, реализуются через анатомическое строение сустава (форма суставных поверхностей, суставные сумки, связки, мышцы, окружающие сустав).

Реакция связи в плечелоктевом сочленении (блоковидный шарнир) имеет неопределенное направление в плоскости плечевой и локтевой кости (рис.3.5д).

Реакция связи, возникающая в плечевом суставе (шаровой шарнир) имеет неопределенное пространственное направление (рис.3.5д). Для определения направления реакции связи плоской фигуры реакцию связи заменяют двумя ее составляющими. Наиболее удобно за их направление взять вертикальную и горизонтальную составляющие. Реакция связи - это сила, которая препятствует поступательному перемещению одного звена относительно другого.

Но в суставе возможно еще и вращение звена относительно другого. В статической позе имеет место фиксация суставного угла между звеньями, то есть наложена связь на вращательное движение, а следовательно, имеет место момент реакции связи.

Реализуется момент реакции связи через суставные мышечные моменты. Пример: соединение бедра и голени.

Бедро является связью для голени. Реализуется эта связь через анатомические образования коленного сустава и мышцы, окружающие ко-ленный сустав. Какие на голень наложены связи? Коленный сустав не позволяет голени "оторваться" от бедра,

то есть препятствует поступательному перемещению голени вдоль координатных осей X и Y (вправо - влево; вверх - вниз). Это первый вид связи. Кроме того, фиксированный в данной позе суставной угол α между бедром и голенью (фиксация этого угла осуществляется мышечными моментами) не позволяет голени вращаться относительно бедра. Это второй вид связи.

Если мысленно отбросить связь (бедро), производя расчленение в коленном суставе, то действие связи на голень необходимо заменить (рис.3.5е):

1) в соответствии с первым видом связи - силой реакции связи (так как она имеет неопределенное направление в плоскости чертежа, то заменяем ее двумя составляющими, направленными вдоль координатных осей R_x и R_y);

2) в соответствии со вторым видом связи - момент реакции связи M_m .

Направление составляющих реакции связи, а также момента реакции связи выбирается произвольно. Если в процессе решения задачи составляющие реакции или момент получатся отрицательными, значит действительное их направление будет противоположно тому, которое выбрано на чертеже.

Определение сил реакции связи в суставе при удержании тех или иных статических положений позволяет оценить нагрузку на сустав (что-бы избежать травм). А определение моментов реакции связи позволяет рассчитать величину и направление управляющих мышечных моментов, которые необходимо приложить, чтобы зафиксировать данную статическую позу, то есть иными словами, оценить степень участия тех или иных мышечных групп в удержании данного статического положения.

3.4. Определение условий равновесия звеньев тела в статическом положении.

Для равновесия любой плоской системы сил необходимо и достаточно, чтобы одновременно выполнялись два условия:

1) главный вектор всех сил должен равняться нулю:

$$\vec{R} = \sum_{i=1}^n \vec{F}_i$$

2) главный момент всех действующих сил относительно любой точки плоскости тоже должен равняться нулю:

$$M_o = \sum_{i=1}^n M_i$$

Главный вектор R может равняться нулю только тогда, когда одно-временно

$$\sum_{i=1}^n F_i x = 0 \text{ и } \sum_{i=1}^n F_i y = 0$$

Следовательно, условия равновесия будут выполняться в том случае, если одновременно будет:

$$\sum_{i=1}^n F_i x = 0 \text{ и } \sum_{i=1}^n F_i y = 0; M_o = \sum_{i=1}^n M_i = 0$$

Для равновесия произвольной плоскости системы сил необходимо и достаточно, чтобы сумма проекций всех сил на каждую из двух координатных осей и сумма их моментов относительно любого центра, лежащего в плоскости действия сил, были равны нулю. Для рассмотрения условий равновесия тела человека в статическом положении примем ряд допущений:

1. Тело человека будем рассматривать как механическую систему, состоящую из определенного числа звеньев.

2. Звенья тела будем моделировать в виде недеформируемых стержней.

3. Суставы, соединяющие звенья тела, будем моделировать в виде идеальных шарниров (трение в шарнире отсутствует).

4. Количество звеньев в выбранной расчетной схеме будет определяться желаемой точностью описания статического положения с помощью механической модели.

5. Необходимая жесткость механической модели (сохранение статической позы - взаимного относительного положения звеньев тела) обеспечивается суставными моментами, которые реализуется моментами сил мышечных тяг, обслуживающих данный сустав.

В статическом положении тело человека, как биомеханическая система (элементы этой системы - отдельные звенья тела), находится в равновесии.

Равновесие механической системы под действием приложенных к ней сил - это такое состояние, при котором координаты всех точек системы постоянны (неизменяемы во

времени) по отношению к неподвижной системе отсчета.

Если тело находится в равновесии при действии на него системы сил, то должны удовлетворяться следующие условия:

1. Сумма проекций всех сил на координатную ось X равняется нулю: n

$$\sum_{i=1}^n F_{x_i} = 0$$

2. Сумма проекций всех сил на координатную ось Y равняется нулю: n

$$\sum_{i=1}^n F_{y_i} = 0$$

3. Главный момент, равный сумме моментов всех действующих сил относительно оси вращения (имеется в виду ось вращения в конкретном суставе), равен нулю:

$$M_o R = \sum_{i=1}^n M_o (F_i) = 0$$

По механическому смыслу первые два условия выражают необходимость того, чтобы тело не имело перемещений вдоль координатных осей, а третье является условием отсутствия вращения в плоскости ОХУ.

Решение уравнений равновесия позволяет:

1. Найти численное значение всех сил или моментов сил, действующих на механическую систему (опорно - двигательный аппарат спортсмена), находящуюся в состоянии равновесия.

2. Определить характер действия всех этих сил или моментов на ОДА спортсмена (растяжение, сжатие, сдвиг, кручение и т.д.).

Одни силы, действующие на ОДА спортсмена, находящегося в состоянии равновесия, являются известными (заданными), например, силы тяжести отдельных звеньев тела, силы тяжести снаряда, партнера и т.д., характер их действия известен. Другие силы неизвестны. Такими неизвестными силами обычно являются силы мышечных тяг (или управляющие мышечные моменты), удерживающие сочленения в данной позе, а также реакции связей, наложенных на ОДА (это могут быть реакции связей суставов или опоры). Решение уравнений равновесия позволяет найти неизвестные силы или моменты, а также определить характер их действия на ОДА спортсмена.

Для плоской механической системы мы имеем три уравнения равновесия.

Следовательно, решив эти уравнения, мы можем найти три неизвестные силы. Если неизвестных сил больше трех, то задача становится статически неопределимой.

Уравнения равновесия выведены и справедливы для свободных тел, то есть тел, на которые не наложены механические связи. В реальной жизни нам, как правило, приходится сталкиваться и рассматривать условия равновесия не свободных, а связанных тел, на движение которых наложены определенные механические ограничения - связи.

Поэтому для того, чтобы иметь право применять к этим реальным несвободным телам уравнения равновесия, необходимо представить их как свободные тела, то есть используя аксиому освобождения от связей, мысленно отбросить связи и заменить действие связей силами реакции связей.

Порядок решения задачи:

1. Выделить объект равновесия.

2. Изобразить на чертеже все заданные активные силы.

3. Мысленно отбросить связи, наложенные на тело, и заменить действие связей их реакциями (изобразить реакции связей на чертеже).

4. Рассмотреть равновесие несвободного тела как свободного, находящегося под действием активных сил и реакций связей.

5. Записать условия равновесия согласно условиям равновесия.

6. Решить уравнения равновесия и найти искомые величины.

ПРИМЕР. В положении "присед" определить момент мышечных сил и реакции связей в коленном суставе правой ноги (рис.3.6).

РЕШЕНИЕ ЗАДАЧИ:

1. Тело человека моделируем как механическую систему, удовлетворяющую принятым допущениям.

2. Выбираем объект равновесия - правые голень и стопа.

3. Избираем активные силы:

P_g - сила тяжести голени;

$P_{ст}$ - сила тяжести стопы.

Точки приложения сил P_g и $P_{ст}$ - это центры тяжести соответствующих звеньев.

4. Мысленно отбросим связи, наложенные на объект равновесия, и заменим их действие реакциями связей. Со стороны опоры реакция связи будет приложена к стопе и численно равна весу тела $R = P$.

Бедро является связью для голени. Реализуется эта связь через анатомические образования коленного сустава мышцы, обслуживающей ко-ленный сустав.

Какие связи наложены на голень? Коленный сустав не позволяет голени "оторваться" от бедра, то есть препятствует поступательному перемещению голени вдоль координатных осей X и Y (вправо - влево, вверх - вниз). Это первый вид связи. Кроме того фиксированный в данной позе суставной угол α между бедром и голенью (фиксация этого угла осуществляется мышечными моментами) не позволяет голени вращаться вокруг бедра. Это второй вид связи.

Если мысленно отбросить связь (бедро), производя расчленение в коленном суставе, то действие связи на голень необходимо заменить:

а) в соответствии с первым видом связи - силой реакции связи (так как она имеет неопределенное направление в плоскости чертежа, то заменяем ее двумя составляющими, направленными вдоль координатных осей X и Y) R_{kx} и R_{ky} ;

б) В соответствии со вторым видом связи - момент реакции связи M_k .

Направление составляющих реакции связи, а также момента реакции связи выбирается произвольно.

5. Рассмотрим равновесие свободного тела - голени и стопы в плоскости xky . Это тело находится под действием активных сил P_g и $P_{ст}$, реакций R , R_{kx} и R_{ky} и момента M_k .

Составим уравнения равновесия: n

$$\sum_{i=1}^n F_{ix} = R_{kx} = 0 \quad (1)$$

$$\sum_{i=1}^n F_{iy} = R + R_{ky} - P_g - P_{ст} = 0 \quad (2)$$

$$\sum_{i=1}^n M = -M_k + P_g x_g + P_{ст} x_{ст} = 0 \quad (3)$$

Силы R_{kx} и R_{ky} относительно оси вращения в коленном суставе момента не составляют, так как они пересекают эту ось.

Решая уравнения (1), (2), (3), получим:

$$R_{kx} = 0$$

$$R_{ky} = P_g + P_{ст} - R,$$

величина силы R численно равна весу тела.

$$M_k = P_g * x_g + P_{ст} * x_{ст} - R * x_{ст}$$

Значение x_g и $x_{ст}$ берутся, исходя из реальной геометрии тела спортсмена, находящегося в исследуемом статическом положении. Если после подстановки численных значений получатся отрицательные значения M_k , R_{kx} и R_{ky} , значит, направления этих сил и моментов на расчетной схеме выбраны неправильно, а, следовательно, должны быть изменены на противоположные.

Определение сил реакции связи в суставе при удержании тех или иных статических положений позволяет оценить нагрузку на сустав (что-бы избежать травм). А определение моментов реакции связи позволяет рассчитать величину и направление моментов, которые необходимо приложить, чтобы зафиксировать данную статическую позу, то есть иными словами, оценить степень участия тех или иных мышечных групп в удержании данного статического положения.

3.5. Анализ устойчивости равновесия статического положения

Устойчивым называется состояние, при котором заданный закон движения (или равновесия) не изменяется в течение некоторого заданного промежутка времени.

Устойчивым может быть не только равновесие, существуют и динамически устойчивые

процессы.

В механике различают следующие виды устойчивости равновесия твердого тела: 1) устойчивое; 2) неустойчивое; 3) безразличное (рис.3.7а).

Устойчивым называется равновесие, при нарушении которого ОЦТ тела повышается (рис.3.7б), то есть увеличивается запас потенциальной энергии тела. В устойчивом положении будет находиться гимнаст в вися на кольцах или рука, свободно висят в плечевом суставе. При сколь угодно малом отклонении от положения равновесия в этом случае возникает момент силы тяжести (момент устойчивости $M_{уст} = P \cdot Dh$), возвращающий тело в прежнее положение.

Неустойчивым называется равновесие, при нарушении которого ОЦТ тела понижается, то есть запас потенциальной энергии тела уменьшается. При сколь угодно малом отклонении от положения равновесия в этом случае тоже возникает момент силы тяжести $M = P \cdot h$, но это будет уже не удерживающий, а опрокидывающий момент, который все дальше будет отклонять тело от положения равновесия.

Безразличное равновесие характеризуется тем, что при любом положении тела состояние равновесия не нарушается, а высота положения ОЦТ над площадью опоры остается постоянной, то есть остается постоянным запас потенциальной энергии тела.

Примером безразличного равновесия может служить положение мяча на горизонтальной плоскости. В спортивной практике примеров неустойчивого и безразличного равновесия практически не существует.

Как в механике твердого тела, так и в биомеханике физических упражнений, как правило, мы встречаемся с равновесием, когда имеется площадь опоры (рис.3.7в). При незначительном отклонении тела от положения равновесия (положение II) ОЦТ повышается, запас потенциальной энергии увеличивается, возникает момент силы тяжести $M = P \cdot d$, стремящийся вернуть тело в положение I (момент устойчивости). Налицо имеются все признаки устойчивого равновесия. Но это продолжается лишь при отклонении тела до определенных границ - пока линия действия силы тяжести не дойдет до края площади опоры (положение III). При дальнейшем отклонении тела возникают уже все признаки неустойчивого равновесия: ОЦТ понижается, возникает опрокидывающий момент силы тяжести.

В рассматриваемом случае мы имеем дело с ограниченно - устойчивым равновесием, с которым мы встречаемся в большинстве видов физических упражнений.

Угол α , на который надо повернуть тело, чтобы перевести его из устойчивого положения в неустойчивое, называется углом устойчивости. Углом устойчивости называется угол, образованный двумя лучами, один из которых проводится из ОЦТ вертикально вниз, а второй - из ОЦТ к крайней точке опоры (рис.3.7д). Угол устойчивости будет тем больше, чем больше будет площадь опоры и чем ниже будет расположено ОЦТ. Физический смысл угла устойчивости состоит в том, что он показывает нам, на какой угол надо повернуть тело до начала потери устойчивости. Внутри же зоны угла устойчивости любое отклонение тела от состояния равновесия приведет к его восстановлению.

Угол устойчивости, отражая способности тела возвращаться к первоначальному положению равновесия при прекращении действия на тело сил, нарушающих это равновесие, является динамическим показателем устойчивости равновесия. Чем больше будет угол устойчивости, тем выше будет степень устойчивости равновесия как способности тела восстанавливать состояние равновесия при его нарушении. Этот показатель удобен для сравнения степени устойчивости одного тела в разных направлениях. Сумма двух углов устойчивости в одной плоскости называется углом равновесия. Он характеризует запас устойчивости в этой плоскости, то есть определяет размах перемещений центра тяжести до возможного опрокидывания в ту или другую стороны.

Показателем же статической устойчивости, то есть способности тела сопротивляться нарушению его равновесия, является коэффициент устойчивости (рис.3.7д).

Коэффициент устойчивости равен отношению момента устойчивости к опрокидывающему моменту. Опрокидывающий момент создается силой $F_{опр}$, действующей на плече h : $M_{опр} = F_{опр} \cdot h$.

Момент устойчивости относительно точки опрокидывания О создается силой тяжести P , действующей на плече a : $M_{уст} = P \cdot a$.

Равновесие тела будет возможно в том случае, если равнодействующая R сил $F_{опр}$ и P

будет пересекать плоскость опоры внутри опорного контура. Если же равнодействующая R пройдет справа от точки O, то она будет создавать опрокидывающий момент и равновесия не будет.

Для равновесия тела необходимо, чтобы коэффициент устойчивости был равен или больше единицы

Муст $P \cdot a$

$K = \frac{\text{Муст}}{\text{Мопр}} = \frac{P \cdot a}{F \cdot h} \geq 1$

Мопр $F \cdot h$

Таким образом, механическими критериями ограниченно - устойчивого равновесия являются:

- 1) площадь опоры в направлении потери устойчивости;
- 2) высота ОЦТ над опорной площадкой;
- 3) положение проекции ОЦТ по отношению к опорному контуру.

Статическим показателем устойчивости равновесия является коэффициент устойчивости, а динамическим - угол устойчивости. Понятие устойчивости равновесия намного усложняется, если речь идет не о твердом теле, а о теле человека.

В процессе выполнения физических упражнений человек может изменять площадь опоры, изменять взаимное расположение звеньев тела, то есть изменять позу, а тем самым изменять высоту ОЦТ над опорой и положение проекции ОЦТ по отношению к опорному контуру. Все это приводит к изменению таких механических показателей устойчивости равновесия, как коэффициент устойчивости и угол устойчивости. Главное же состоит в том, что в живых системах (тело человека) уравнивание происходит не пассивно, а при активном участии мышечных сил - сил биологического происхождения.

Сохранение равновесия биомеханической системы в том или ином статическом положении представляет из себя сложнейшую регуляторную задачу, в решении которой принимает участие, помимо нервно-мышечной системы, зрение, вестибулярный аппарат, тактильная чувствительность и др.

За счет сложнейшего процесса регулирования своих мышечных усилий человек выполняет компенаторные и амортизирующие движения, способствующие сохранению и восстановлению равновесия. Будет точнее сказать, что при сохранении положения тела нет абсолютной статической устойчивости. Мы уже отмечали, что тело человека ни когда не находится в состоянии абсолютной статики из-за дыхательных движений, перистальтики кишечника, циркуляции крови и других процессов, ведущих к перемещению масс.

Резервы же сохранения равновесия - динамическое уравнивание в каждом сочленении. Тело человека является многозвенной системой с таким расположением звеньев, что почти относительно всех суставов имеются статические моменты (момент сил тяжести звеньев тела). Равновесие тела будет обеспечено в том случае, если статические моменты всех его звеньев будут уравновешены мышечными моментами. Например, в основной стойке проекция ОЦТ расположена на 8мм сзади от тазобедренного сустава, на 9мм спереди от коленного сустава и на 40мм спереди от голеностопного сустава.

Таким образом, парциальные статические моменты вышележащих звеньев тела направлены на разгибание тазобедренного и коленного суставов и тыльное сгибание в голеностопном суставе. Тем не менее эти суставы не находятся в положении максимального разгибания. Очевидно, этому препятствует упругая тяга растянутых сгибателей. В условиях покоя напряжение мышц обусловлено не активностью двигательных единиц, а их собственно упругими свойствами. Срабатывает безусловный рефлекс на растяжение. Сигнализация об изменениях в положении звеньев, образующих сустав, связана с ответами трех групп рецепторов: 1) окончаний Гольджи, расположенных в суставных связках (они сигнализируют об изменении величины суставного угла); 2) окончаний Руффини (они сигнализируют о скорости и направлении изменения суставного угла); 3) телец Фатер - Пачини, лежащих в суставной капсуле. Если бы линии действия сил тяжести проходили через ось сустава, то энергетически уравнивание было бы выгодное, но поддерживать, регулировать равновесие было бы труднее, так как в этом случае мышца лишь блокировала бы, фиксировала бы

сочленение, а растяжения мышц, связок, сумок не было бы, а следовательно, не было бы стимуляторов, включающих рефлекторную регуляцию.

Картина уравнивания усложняется тем, что постоянное взаимное смещение звеньев тела друг относительно друга меняет величину статических моментов.

По существу при стоянии мы имеем дело с динамическим равновесием, характер которого определяется не только механическими факторами, а зависит, главным образом, от функции систем, осуществляющих его регуляцию.

Устойчивость тела определяется не только механическими факторами. Можно так подобрать механические параметры устойчивости, что они будут одинаковы и в стойке на ногах, и в стойке на руках. Но биологически равновесие в стойке на руках значительно труднее, так как теряются привычные внутренние связи, ориентации звеньев относительно гравитационного поля. Все это затрудняет привычную нервно-мышечную регуляцию равновесия, а также деятельность других регуляторных систем (вестибулярных, зрительных, тактильных анализаторов).

Оценка степени устойчивости статического положения играет важную роль в биомеханическом анализе физических упражнений. Как уже отмечалось, статическое положение часто является начальным, исходным положением для выполнения дальнейшей двигательной программы. Да и любая смена направления движения спортсмена проходит мгновенную статическую позу. Недостаточная или, наоборот, чрезмерная степень устойчивости подчас нарушает программу двигательной задачи. При оценке степени устойчивости статического положения необходимо учитывать его целевой характер. Формулирование цели является одной из методологических задач современных исследований.

Например, целью статического положения "Старт" (в легкой атлетике, плавании и др. спортивных специализациях) является перевод механической системы (тело человека), находящейся в состоянии равновесия, в другое механическое состояние с минимальными энергозатратами, а также обеспечение необходимых параметров движения (траектории, скорости, ускорения) при последующем перемещении. Поэтому и запас устойчивости положения "Старт" должен быть минимальным в направлении движения.

3.6. Анализ условий дыхания в статическом положении.

Функция дыхания - одна из важнейших в организме. Биомеханика изучает условия дыхания, так как, во-первых, механизм дыхания обеспечивается деятельностью скелетных мышц, которые принимают участие и в движении, и в поддержании позы, а, во-вторых, степень загруженности и условия работы некоторых мышц при поддержании статического положения будут затруднять или облегчать осуществление дыхательной функции.

Проанализировать с точки зрения биомеханики условия дыхания в статическом положении - это значит ответить на вопрос, какой тип дыхания возможен, какой затруднен и почему.

Сущность дыхания заключается в осуществлении газообмена между организмом и средой. Сам механизм дыхания основан на свойстве газов при неравномерном давлении перемещаться в область меньшего давления. Изменение давления воздуха в полости легких происходит в результате изменения объема грудной клетки, так как легкое механически связано с грудной клеткой. Легкое покрыто двумя листками плевры, внутренний листок сращен с легким, а наружный - с внутренней стенкой грудной клетки. Между двумя плевральными листками давление меньше атмосферного - отрицательное. Листки притянуты друг к другу. Если грудная клетка расширяется, плевро растягивается и растягивает легкое.

При увеличении объема легких давление в них падает, и атмосферный воздух затягивается в альвеолы легких. От активности изменения объема грудной клетки и легких зависит активность дыхания. Грудная клетка изменяется в объеме благодаря своему строению и работе мышц.

Грудная клетка образована 12 парами ребер, грудиной и 12 грудными позвонками. Нижней стенкой грудной плоскости служит диафрагма. Все кости грудной клетки соединены суставами. В грудной клетке около ста соединений, поэтому подвижности грудной клетки очень большая. Каждое ребро соединено суставом с позвонком и хрящевым образованием - с грудиной. Позвонки соединены между собой двумя суставами и одним хрящевым сращением. Каждое ребро, кроме II-го и XII-го,

соединяются с позвоночным столбом двумя суставами: один сустав - головка ребра с телами двух соседних позвонков, другой - бугорок ребра с поперечными отростками нижележащего позвонка.

Наибольшая амплитуда движения ребер возможна, если при вдохе происходит выпрямление позвоночного столба, а при выдохе - сгибание.

Движение верхних ребер изменяет объем грудной клетки в передне-заднем направлении, движение нижних ребер изменяет поперечный размер (по фронтальной плоскости) грудной клетки.

В спокойном состоянии диафрагма образует купол выпуклостью в сторону легких. При сокращении диафрагма уплощается, увеличивая продольный размер грудной клетки. Изменение объема грудной клетки происходит в следствие работы дыхательных мышц. Деятельность дыхательных мышц регулируется автоматически действующим дыхательным центром, расположенным в про-долговатом мозгу.

Механизм дыхания следующий: дыхательный центр возбуждается при избытке углекислого газа в крови и посылает импульс к дыхательным мышцам. Мышцы, сокращаясь, растягивают грудную клетку. грудная клетка тянет наружный плевральный листок, за ним тянется внутренний, который сращен с легким. Легкое увеличивается в объеме, воздух поступает в альвеолы легких, омывается кровью и т.д.

Вдох тормозится, когда с проприорецепторов дыхательных мышц поступают сенсорные сигналы в дыхательный центр о достаточном растяжении этих мышц.

При выходе движение ребер вызывается эластическими силами реберных хрящей, связок, тяжестью ребер и сокращением мышц. В условиях невесомости выдох затруднен.

Мышцы, принимающие участие в изменении объема грудной клетки, делятся на мышцы вдоха, увеличивающие объем, и мышцы выдоха, уменьшающие объем.

В свою очередь, мышцы выдоха делятся на собственно дыхательные и вспомогательные.

Собственно дыхательные мышцы выполняют только одну функцию - изменяют объем грудной клетки.

Вспомогательно - дыхательные мышцы могут выполнять две функции. Их прямое назначение - перемещение периферических звеньев тела: рук, лопаток, головы, таза.

Однако, при фиксации периферических звеньев тела эти мышцы могут перемещать ребра, изменяя объем грудной клетки. Например, если руки на опоре, то большие грудные мышцы, широчайшие мышцы спины и передние зубчатые могут расширять грудную клетку. Если же вспомогательно дыхательные мышцы удерживают периферические звенья, то в этом случае ограничиваются возможности дыхательных движений.

Основные мышцы вдоха : 1. Диафрагма. При сокращении диафрагмы уплощается ее купол и увеличивается объем грудной клетки в вертикальном направлении. При напряжении мышц брюшного пресса, то есть при увеличении внутрибрюшного давления, работа диафрагмы затруднена (так же как и квадратной и подвздошно - реберной мышц). 2. Наружные и внутренние межреберные мышцы. Их работа затруднена, если загружен пояс верхних конечностей и этим мышцам трудно перемещать ребра. 3. Мышцы - подниматели ребер. 4. Задняя верхняя зубчатая мышца. Эта мышца поднимает ребра. 5. Задняя нижняя зубчатая мышца опускает и разводит ребра. Работа затруднена при напряжении мышц брюшного пресса. 6. Квадратная мышца поясницы. Работает при диафрагмальном дыхании. 7. Подвздошно - реберная мышца.

Вспомогательные мышцы вдоха: 1. Лестничные мышцы. Работают как дыхательные при фиксации шейной части позвоночного столба к закрепленной голове. Поднимают 1-2 ребро. 2. Нижние пучки передней зубчатой. При фиксированной лопатке подтягивают нижние ребра вверх. 3. Малая грудная. 4. Большая грудная. 5. Подключичная (при фиксированном поясе верхних конечностей). 6. Выпрямитель позвоночника. 7. Грудино - ключично - сосцевидная. 8. Мышцы - подниматель лопатки. 9. Ромбо-видные. 10. Верхние пучки трапецевидной.

Мышцы выдоха: 1. Прямая мышца живота. 2. Наружная косая. 3. Внутренняя косая. 4. поперечная мышца живота. При осуществлении выдоха грудная клетка спадает под действием собственной силы тяжести и эластической тяги реберных хрящей. Но для форсированного выдоха при выполнении физических упражнений на грудную клетку

необходимо дополнительное давление, которое осуществляется мышцами выдоха: прямая мышца живота, наружная и внутренняя косые, поперечная мышца живота. В зависимости от того, какая область грудной клетки преимущественно перемещается и какие мышцы сокращаются, принято выделять типы дыхания: верхнегрудной, нижнегрудной, брюшной (диафрагмальный) и смешанный. При оценке условий дыхания в статическом положении на основе анализа взаимного положения звеньев необходимо выяснить возможность участия вспомогательных мышц в осуществлении дыхательной функции, а на основе анализа степени загруженности мышц того или иного сочленения - определить преимущественный тип дыхания.

4. КИНЕМАТИКА ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ.

4.1. Кинематическая структура двигательных действий.

Современная биомеханика рассматривает тело человека как движущуюся систему, а сами процессы движений - как развивающиеся системы движений.

Всякая система характеризуется наличием определенного состава (элементов, из которых состоит система) и структуры (сложившихся закономерностей взаимосвязи отдельных элементов). Понятие о структуре движений, пожалуй, главное в изучении двигательных действий. Если вы-делить части, элементы системы движений иногда сравнительно не труд-но, то изучать закономерности связей между этими элементами, закономерности объединения этих элементов движения в единое целое, то есть изучать структуру системы движений, - намного сложнее.

Тренеру для целенаправленного воздействия движений (то есть на спортивную технику) своего ученика с целью ее совершенствования под-час важнее знать закономерности взаимосвязи отдельных элементов, то есть структуру системы, чем даже ее состав.

Лишь познав закономерности связей и отношений между элемента-ми системы движений, то есть ее структуру, можно понять принципы и особенности процесса управления движениями, можно научиться правильно находить пути и методы целенаправленного воздействия на систему движений, то есть на спортивную технику, с целью ее совершенствования.

Изучение структуры движений - это есть путь познания и совершенствования спортивной техники.

Наиболее простые, легко поддающиеся регистрации связи между элементами системы движений - это механические. Эти связи выражены законами механики. Таким образом, закономерности взаимосвязи отдельных элементов системы (то есть ее структура) могут рассматриваться на основе изучения различных механических характеристик системы движений.

В первую очередь, наиболее легко поддается нашему наблюдению внешняя картина движения, его кинематика. Поэтому и изучать движение мы обычно начинаем с регистрации и изучения его кинематических характеристик.

По кинематическим характеристикам (пространственным, временным, пространственно - временным) можно установить кинематическую структуру движения - как закономерность взаимосвязи частей движения в пространстве и во времени.

Для изучения кинематической структуры вначале необходимо зарегистрировать кинематические характеристики изучаемого движения. Обычно кинематические характеристики регистрируются с помощью кинофототелевизионной техники, позволяющей запечатлеть внешнюю кар-тину (кинематику) движения. Кинематикой называется раздел механики, изучающий механическое движение тел, то есть изменение их взаимного положения в пространстве с течением времени, без учета массы тел и действующих сил.

4.2. Кинематика точки.

Системы отсчета расстояний и времени. Механическое движение всегда принято изучать по отношению к какому-то телу отсчета, относительно которого в любой момент времени определяют положение движущегося тела.

Если систему отсчета связывают с "неподвижным", неускоряемым (инерциальным) телом отсчета (Земля и все тела, неизменно с ней связанные), то такая система отсчета называется инерциальной. Например, если мы будем изучать параметры движения ноги бегуна по отношению к опоре (беговой дорожке), то данное изучение мы будем проводить в инерциальной системе отсчета.

Если систему отсчета связывают с телом, которое само движется с ускорением (неинерциальное тело), то такая система отсчета называется неинерциальной. Например, если мы будем изучать параметры движения ноги бегуна относительно его туловища (которое тоже движется), то данное изучение мы будем проводить в неинерциальной системе отсчета. Выбор той или другой системы отсчета определяется целью исследования.

В выбранной системе отсчета кинематика движения изучается на основе регистрации или расчета кинематических характеристик движения.

Среди кинематических характеристик мы различаем: пространственные, временные, пространственно - временные характеристики.

В любой данный момент времени точка может занимать только одно положение на траектории, поэтому ее расстояние S от начала отсчета есть некоторая однозначная функция времени: $S = S(t)$.

Это уравнение, выражающее функциональную зависимость проходимого точкой пути от времени, называется законом движения точки. Закон движения - это как бы расписание движения точки по траектории. Закон движения может быть задан аналитически (в виде уравнения), графически (график) или в виде таблицы.

Зависимость $X = X(t)$ выражает закон движения точки вдоль оси x .

Зависимость $Y = Y(t)$ выражает закон движения точки вдоль оси y .

4.3. Кинематика тела.

Тело человека - это не материальная точка, а очень сложная биомеханическая система переменной конфигурации.

При изучении кинематики движений человека мы можем исследовать движение отдельных точек его тела (например, ОЦТ или центров суставов) и производить анализ и оценку их движений с помощью рассмотренных ранее кинематических характеристик.

При изучении движения отдельных звеньев тела человека мы можем выделить и наблюдать наиболее простые формы движения тела - поступательное и вращательное.

Поступательным движением тела называется такое движение, при котором всякая прямая, проведенная в этом теле, перемещается, оставаясь параллельной самой себе.

Поступательное движение не стоит смешивать с прямолинейным. При поступательном движении тела траектории его точек могут быть как прямолинейными, так и криволинейными (например, траектория полета ядра или траектория ОЦТ тела человека в полной фазе бегового шага).

При поступательном движении тела все его точки движутся по одинаковым и параллельно расположенным траекториям и имеют равные скорости и равные ускорения. Поэтому поступательное движение тела вполне определяется движением какой-либо одной его точки, а значит, задача поступательного движения тела сводится к изучению движения любой его точки.

Вращательным движением тела называется такое движение, при котором какие-либо две его точки остаются все время неподвижными. Прямая, проходящая через эти точки, называется осью вращения. Траекторией движения любой точки тела при вращательном движении будет окружность.

Мерой перемещения тела при вращательном движении является угол поворота Φ .

Чтобы знать положение тела во вращательном движении в любой момент времени, надо знать зависимость угла поворота Φ от времени t : $\Phi = \Phi(t)$. Данное уравнение выражает закон вращательного движения тела.

Основными кинематическими характеристиками вращательного движения тела является его угловая скорость ω и угловое ускорение ϵ .

Угловая скорость тела в данный момент времени численно равна первой производной от угла поворота по времени:

$$\omega = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \Phi}{\Delta t} = \frac{d\Phi}{dt}$$

Направлен вектор угловой скорости вдоль оси вращения в ту сторону, откуда вращение кажется происходящим против часовой стрелки.

Угловое ускорение тела характеризует быстроту изменения угловой скорости по времени. Угловое ускорение тела в данный момент времени численно равно первой производной от угловой скорости по времени:

$$\varepsilon = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \omega}{\Delta t} = \frac{d\omega}{dt}$$

Вектор углового ускорения также направлен вдоль оси вращения. Если направление векторов угловой скорости и углового ускорения совпадают, то вращение - ускоренное. При вращательном движении тела разные его точки будут иметь различные линейные скорости и ускорения. Линейная скорость точки вращающегося тела численно равна произведению угловой скорости на радиус вращения и направлена по касательной к окружности вращения (перпендикулярно радиусу вращения) $V = \omega * r$.

Таким образом, линейные скорости точек вращающегося тела пропорциональны их расстояниям от оси вращения (чем дальше удалена точка от оси вращения, тем большую линейную скорость она имеет).

Пример плоскопараллельного движения - качение гимнастического обруча по горизонтальной плоскости (рис.4.1а). Все точки обруча движутся в плоскости параллельной неподвижной вертикальной плоскости. Любая точка обода обруча (например, точка М) движется по отношению к земле по кривой ММ', М'', М''', М, которая называется циклоидой. Это движение можно считать состоящим из двух простых движений: 1) вращение точки М вместе с ободом относительно центра обруча О; 2) движения точки М вместе с поступательно движущимся обручем. Поэтому скорость любой точки М обруча будет равна геометрической сумме двух скоростей (рис.4.1б): 1) скорости поступательного движения обруча V_0 ; 2) линейной скорости вращательного движения точки М относительно центра О - $V_M(O)$.

Линейная скорость вращения точки М относительно центра О равна произведению угловой скорости вращения ω на радиус вращения $V_M(O) = \omega * OM$. Таким образом, скорость любой точки тела, движущегося плоскопараллельно, определяется по формуле:

$$\vec{V}_M = \vec{V}_O + \vec{V}_M(O) = \vec{V} + \omega * OM$$

Пример. Гимнаст выполняет сальто (рис.4.1в). Обозначим ОЦТ тела гимнаста точкой С, центр тяжести головы - точкой А, голеностопный сустав - точкой В. Вращение происходит по часовой стрелке. Известны: скорость ОЦТ тела гимнаста - V_C , угловая скорость вращения тела гимнаста относительно ОЦТ - ω , а также линейные размеры гимнаста АС и ВС. Требуется определить скорость точки А и точки В. Скорость точки А равна:

$$\vec{V}_A = \vec{V}_C + \vec{V}_{AC};$$

Вектор скорости V_{AC} направлен перпендикулярно радиусу вращения АС и по величине равен:

$$\vec{V}_{AC} = \omega * AC.$$

На чертеже (рис.4.1в) произведено геометрическое сложение векторов скоростей V_C и V_{AC} и получен вектор скорости ЦТ головы V_A .

Подобным же образом находится скорость голеностопного сустава V_B .

4.4. Составное движение.

Тело человека - подвижная, изменяемая биомеханическая система, в которой одни звенья движутся по отношению к другим, а все тело в целом тоже совершает движение в пространстве.

Движение, обусловленное движением ряда звеньев, в биомеханике называют составным. Когда в составном движении принимают участие два звена, то обычно составляющие этого движения называют переносными или относительными. Например, в беге движение туловища по отношению к опоре (неподвижной системе отсчета) называется переносным.

Движение бедра по отношению к туловищу (подвижной системе от-счета) называется относительным.

Движение же бедра по отношению к опоре (неподвижной системе отсчета) называется абсолютным.

При составном движении абсолютная скорость точки равна геометрической сумме относительной и переносной скоростей:

$$\vec{V}_{абс} = \vec{V}_{пер} + \vec{V}_{отн}$$

Например, абсолютная скорость коленного сустава ноги в беге (рис.4.2) будет равна геометрической сумме скорости тазобедренного сустава (переносная скорость) и линейной скорости коленного сустава во вращательном движении бедра относительно туловища (относительная скорость):

$$\vec{V}_к = \vec{V}_{тб} + \vec{V}_{л(тб)},$$

где V_k - искомая абсолютная скорость коленного сустава по отношению к опоре;
 $V_{тб}$ - переносная скорость тазобедренного сустава (в поступательном движении туловища);

$V_{л(тб)}$ - относительная скорость коленного сустава во вращательном движении бедра относительно туловища.

При этом $V_{л(тб)} = \omega_b * l_b$,

где ω_b - угловая скорость вращения бедра относительно туловища;

l_b - расстояние от тазобедренного до коленного сустава (длина бедра), то есть радиус вращения коленного сустава относительно тазобедренного.

Если угол между $V_{отн}$ и $V_{пер}$ равен β , то строя параллелограмм скоростей, можем рассчитать модуль (величину) абсолютной скорости по формуле:

$$|V_a| = \sqrt{V_{отн}^2 + V_{пер}^2 + 2 V_{отн} * V_{пер} \cos \beta}$$

Скорость тазобедренного сустава $V_{тб}$ и угловую скорость вращения бедра относительно туловища $\omega_{сб}$ рассчитывают по промеру движения. Графическое определение абсолютной скорости коленного сустава позволяет выявить составляющие, из которых она складывается, а следовательно-но, направленно влиять на параметры движения, формирующие эту скорость.

На рис. 4.3 показано графическое определение скорости голеностопного сустава в цикле бегового шага.

Для анализа и корректировки спортивной техники необходим набор биохимических характеристик, изучение взаимосвязи которых позволяет тренеру получить объективные данные о структуре движения спортсмена.

В процессе анализа и оценки техники движения изучение его кинематики имеет самостоятельное и очень важное значение. Это вызвано тем, что кинематические показатели техники, как наиболее изученные, часто являются предметом сложившихся представлений о технике того или иного движения, которые можно рассматривать в качестве критериев технического мастерства.

Измерение и воздействие непосредственно на динамические характеристики движения на практике весьма затруднительно. В то же время изучение кинематических характеристик (в виду относительной простоты их регистрации и расчетов), управление которыми позволяет изменять динамику движения, является весьма перспективным направлением в изучении и совершенствовании техники движений. Судить о рациональной технике бега можно только на основе знаний его кинематической структуры, то есть наиболее устойчивых закономерностей связей отдельных элементов в системе движений бегуна (линейных и угловых перемещений, скоростей и ускорений отдельных звеньев и суставов). Перемещения, скорости, ускорения - это структурные элементы системы движений.

5. ДИНАМИКА ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ

5.1. Две задачи динамики в анализе техники двигательных действий

Раздел механики, который изучает зависимость между механическим движением и действующими силами, называется динамикой. В механике под силой понимают меру механического взаимодействия тел.

Сила не является причиной движения (может быть движение без действия сил - движение по инерции). Сила - это причина изменения движения. А изменение движения проявляется в изменении скорости. Мерой же изменения скорости является

ускорение.

Основной закон динамики связывает силу (причину изменения движения) с ускорением (мерой изменения движения).

$$\sum \vec{F} = m * \vec{a}$$

Разрешение этого закона лежит в основе решения всех задач динамики. Всякая задача состоит в решении, нахождении каких-то величин. Одни величины заданы, другие - надо найти. Какие величины заданы, а какие надо найти должен знать тренер в зависимости от задач исследования.

При анализе техники спортивных исследований современный тренер сталкивается с задачей двоякого рода, прямой и обратной.

Первая (прямая) задача динамики решается в том случае, когда известно движение тела, его частей или спортивных снарядов, то есть известны траектории, скорости, ускорения (эти кинематические характеристики могут получаться путем, например, кинорегистрации движения). При этом решается вопрос о том, под действием каких сил происходит это движение.

На языке педагогики - при решении первой задачи динамики - задача на технику движения (закон движения), то есть задано движение то, какое оно есть, как его выполняет конкретный исполнитель, а мы определяем, при каких силах эта техника выполняема. Решение этой задачи позволяет подобрать тесты, упражнения для обучения этому движению. Решение первой задачи широко распространено в протезировании.

Вторая (обратная) задача динамики решается в том случае, когда известны силы, действующие на тело человека, отдельные его звенья или на спортивные снаряды. При этом решается вопрос о том, каким будет движение под действием от этих сил.

Например, если известно, какая сила действовала на ядро при финальном усилии атлета, то можно определить, как высоко и далеко улетит ядро, сколько времени оно будет в полете и т.д.

Первая задача механики в практике исследования техники спортивных движений решается намного чаще, чем вторая. Однако вторая (основная) задача механики имеет большее практическое значение и в общем случае является более сложной, чем первая.

Вторая задача динамики позволяет, используя средства аналитической механики и исходя из общих законов движения, моделировать двигательные действия, то есть находить оптимальные варианты спортивной техники. Первая задача же в своем решении ограничивается регистрацией характеристик лишь данного, конкретного способа выполнения движения.

Понимание вопросов, которые могут быть определены при решении двух задач динамики, способствуют формированию педагогического мышления.

5.2. Динамические характеристики

Динамические характеристики делятся на: 1) характеристики, отражающие меру взаимодействия тел и служащие для объяснения взаимодействия тел. Они характеризуют сам процесс взаимодействия; 2) Характеристики, отражающие изменение состояния тел в результате взаимодействия и служащие для объяснения изменения состояния тел. Они характеризуют результат взаимодействия тел.

1. Характеристики, отражающие меру взаимодействия тел:

1) сила F , момент силы M (F) - меры механического взаимодействия тел. В результате действия силы или момента силы - изменяется скорость, то есть изменяется движение. Мерой изменения скорости является ускорение.

Основной закон динамики для поступательного движения выражается формулой: $\sum F = m * a$. Ускорение, которое получает тело под действием силы, зависит от его массы. Сравнивая действие одной и той же силы на разные тела, приходим к понятию об инертности. Инертность - это свойство тел быстрее или медленнее изменять скорость своего движения под действием приложенных сил. Это свойство зависит от количества заключенного в теле вещества (материи). Величина, зависящая от количества вещества данного тела и определяющая меру его инертности (сопротивления) при поступательном движении называется массой. Тело с большой массой трудно сдвинуть, а если сдвинули - трудно остановить.

В случае вращательного движения мало знать массу тела, важно еще распределение

массы относительно оси вращения. Например, фигурист при вращении прижимает руки к туловищу, а затем поднимает их в стороны. Общая масса системы при этом не изменяется, а распределение масс становится другим, и это сказывается на движении (оно замедлится).

В механике вводится характеристика, определяющая меру инертности (сопротивления) тела во вращательном движении, зависящая от распределения массы относительно оси вращения, момент инерции тела. Момент инерции тела - это скалярная величина, равная произведению движущейся массы на квадрат ее расстояния от оси вращения: $J = mr^2$, где r - радиус инерции, характеризующий распределение масс относительно оси вращения.

II. Характеристики, отражающие изменение состояния тел в результате взаимодействия:

1. Количество движения - это векторная величина, равная произведению массы точки на вектор ее скорости и направления, как и скорость точки, по касательной кандидат траектории движения:

$$\vec{Q} = m * \vec{V}$$

Количество движения является мерой поступательного движения, характеризующего его способность передаваться от одного тела кандидат другому в виде механического движения. Можно сказать, что количество движения тела - это мера его способности двигаться в течение некоторого времени против действия тормозящей силы. В результате взаимодействия нашего тела с опорой изменяется количество движения нашего тел. Чем больше количество движения (большую скорость) мы приобрели в результате взаимодействия с опорой, тем больше мы двигается против действия силы тяжести, то есть тем выше будет прыжок.

2. Кинематический момент. Мерой изменения состояния тела во вращательном движении является момент количества движения (кинематический момент):

$$K = M(m * V) = m * V * r = m * r^2 * \omega = J * \omega,$$

где K - кинетический момент,
 J - момент инерции,
 ω - угловая скорость.

3. Кинетическая энергия. Энергия тела - это его способность совершать работу. Кинетическая энергия тела при поступательном движении равна половине произведения массы тела на квадрат его скорости:

$$T = m * V^2 / 2$$

Во вращательном движении:

$$T = \frac{m * \omega^2 * r^2}{2} = \frac{J * \omega^2}{2}$$

Кинетической энергией тела называется энергия, зависящая от механического движения тела. Она измеряется той работой, которую тело может совершить при его затормаживании.

Количество движения и кинетический момент отражают изменение состояния в результате действия силы во времени. Кинематическая энергия отражает изменение состояния в результате действия силы на участке перемещения.

Если скорость и ускорение являются кинематическими мерами изменения движения, то количество движения, кинетический момент и кинетическая энергия являются динамическими мерами изменения движения. Сведем рассмотренные характеристики в табл.2.

Таблица 2

Условия действия силы	Характеристики, отражающие меру взаимодействия тел		Характеристики, отражающие изменение состояния	
	поступат. движение	вращат. движение	поступат. движение	вращат. движение
Действие силы во времени	Импульс силы	Импульс момента силы	Количество движения	Кинетический момент
	$S = F \cdot \Delta t$	$S_x = M(F) \Delta t$	$\vec{Q} = m \vec{V}$	$K = J \omega$
Действие силы в пространстве	Работа силы	Работа момента силы	Кинетическая энергия	Кинетическая энергия
	$A = F \cdot \Delta S$	$A = M(F) \Delta J$	$T = \frac{m V^2}{2}$	$T = \frac{m V^2}{2}$

5.3. Теоремы динамики и законы сохранения применительно к анализу спортивных движений

Теоремы динамики связывают характеристики, отражающие меру взаимодействия тел, с характеристиками, отражающими изменение состояния тел. Эти теоремы позволяют решить некоторые практические частные задачи, а закон сохранения позволяет объяснить некоторые явления.

Изменяющимися и сохраняющимися величинами являются V ; mV ; $mV^2/2$. Сохраняются эти величины, если нет взаимодействия. Механика изучает условия, при которых происходят изменения этих величин или эти величины сохраняются (не изменяются).

1. Теорема о движении центра масс. Центр масс движется как материальная точка, масса которой равна массе всей системы, кандидат которой приложены все внешние силы, действующие на систему:

$$\sum F^2 = ma$$

Если тело движется поступательно, то его движение полностью определяется движением его центра масс (поступательно движущееся тело можно всегда рассматривать как материальную точку, масса которой равна массе тела).

Закон сохранения движения центра масс. Если сумма всех внешних сил, действующих на систему, равна нулю, то центр масс этой системы движется с постоянной по модулю и направлению скоростью, то есть равномерно и прямолинейно: иными словами, если в начале центр масс был в покое, то он и останется в покое. Действие внутренних сил движения центра масс изменить не может.

Движение по горизонтальной плоскости. При отсутствии трения человек с помощью своих мускульных усилий (силы внутренние) не мог бы двигаться вдоль горизонтальной плоскости, так как в этом случае - сумма проекций на горизонтальную ось ОХ всех приложенных кандидат человеку внешних сил (сила тяжести и реакции опоры) будет равна нулю, и центр масс человека вдоль горизонтальной плоскости перемещаться не будет. Если человек вынесет правую ногу вперед, то левая нога скользнет назад, а центр масс останется на месте.

При наличии же трения скольжению левой ноги будет препятствовать сила трения, которая в этом случае будет направлена вперед. Эта сила будет той внешней силой, которая позволяет человеку перемещаться в сторону ее действия (вперед).

2. Теорема об изменении количества движения. Изменение количества движений системы за некоторый промежуток времени равно импульсу всех внешних сил, действующих на систему. Внутренние силы изменить количество движения не могут.

Математическое выражение этой теоремы: $mV_2 - mV_1 = F^1 \Delta t$

Если тело массы m двигалось со скоростью V_1 , то для того, чтобы оно стало двигаться со скоростью V_2 , надо приложить внешнюю силу F , которая бы за время Δt произвела это изменение движения. За счет внутренних сил (мышечных тяг) изменить количество движения, а следовательно, скорость центра масс и его траекторию не можем (можем изменить траекторию и траектории центров масс отдельных звеньев).

Закон сохранения количества движений. Если сумма всех внешних сил, действующих на систему, равна нулю, то количество движения системы не изменяется (сохраняется).

Если $\sum F^2 = 0$, то $mV_2 - mV_1 = 0$.

Пример. В гребле весло сообщает некоторой массе воды движение, отбрасывая эту массу воды назад. Если рассматривать эту массу воды и лодку (с веслом) как одну систему, то силы взаимодействия весла и воды как внутренние силы не могут изменить суммарное количество движения всей системы. Поэтому при отбрасывании массы воды назад, лодка получает соответствующую скорость движения вперед, такую, чтобы общее количество движения системы не изменилось.

3. Теорема об изменении момента количества движения системы. Изменение момента количества движения системы равно импульсу момента всех внешних сил, действующих на систему.

Математическое выражение этой теоремы:

$$J_2 \omega_2 - J_1 \omega_1 = \int (F) dt$$

Если начальный момент количества движения тела был равен $J_1 \omega_1$, то для того, чтобы он изменился до величины $J_2 \omega_2$ надо, чтобы на тело в течение времени Δt действовал момент внешних сил $M(F)$.

Закон сохранения кинетического момента. Если моменты внешних сил, действующих на тело, равны нулю, то кинетический момент не изменяется

(сохраняется). Если $M(F) = 0$, то $J_2 \omega_2 - J_1 \omega_1 = 0$. Внутренние силы изменить кинетический момент не могут.

Хорошо демонстрирует закон сохранения кинетического момента "платформа Жуковского" - это круглая платформа, которая с малым трением вращается вокруг вертикальной оси. На человека, стоящего на платформе, действуют две внешние силы - сила тяжести и сила реакции опоры. Момент этих сил относительно продольной (вертикальной) оси равен нулю, так как эти силы направлены вдоль этой оси. Если человек, разведя руки в стороны, толчком сообщит платформе вращение вокруг вертикальной оси, а своему телу кинетический момент $J_1 \omega_1$, то величина $J_1 \omega_1$ в процессе вращения изменяться не будет (так как момент внешних сил равен нулю). Если, вращаясь, человек спустит руки вниз, то этим он уменьшит момент инерции тела. Произведение момента инерции на угловую скорость $J \omega$ должно остаться постоянным, поэтому уменьшение момента инерции до величины J_2 сразу же вызовет увеличение угловой скорости до величины ω_2 :

$$J_1 \omega_1 = J_2 \omega_2, \text{ то } \frac{J_1 \omega_1}{J_2} = \omega_2$$

Во сколько раз $J_2 < J_1$, во столько же раз $\omega_2 > \omega_1$. Этим приемом увеличения угловой скорости вращения пользуются в акробатике, фигурном катании, прыжках в воду и т.д.

Человек стоящий на платформе неподвижно ($K = J\omega = 0$), может за счет своих внутренних сил (мышечных усилий) повернуться в любую сторону, вращая вытянутую горизонтальную руку в любую сторону, вращая вытянутую горизонтальную руку в противоположном направлении. Угловая скорость вращения человека будет такой, чтобы в сумме величина кинетического момента системы осталось равно нулю. Этим способом также широко пользуются гимнасты, акробаты, прыгуны в воду и т.п. для создания вращения в безопорной фазе полета.

Раскачивание качелей. Силой давления ног (силы внутренние для системы человек - качели) качели раскачивать нельзя. Когда качели находятся в левом верхнем положении A_0 , человек приседает. При прохождении качелей через вертикаль человек быстро выпрямляется. При этом массы тела приближаются к оси вращения, и момент инерции - уменьшается, а угловая скорость скачком возрастает. Это увеличение угловой скорости приводит к тому, что в правом верхнем положении качели поднимутся выше начального уровня A_0 . В правом верхнем положении, когда $\omega = 0$, человек приседает опять (на величине ω это не скажется), а при прохождении через вертикаль - вновь выпрямляется и т.д.

Следует понимать, что теоремы динамики применяются для решения конкретных задач, связанных с определением механических характеристик. Законы сохранения движения чаще всего применяют для объяснения тех или иных явлений (можно ли совершить движение в тех или иных условиях, почему изменяется скорость при тех или иных

условиях).

Какие же теоремы, в каких условиях применяются для решения задач? При изучении поступательного движения применяют теорему об изменении количества движения. При изучении вращательного движения применяют теорему об изменении кинетического момента.

5.4. Управление вращательным движением.

Управление вращательными движениями может быть понятно и объяснено на основании теоремы об изменении кинетического момента и закона сохранения кинетического момента.

Изменение кинетического момента равно импульсу момента внешних сил за заданный отрезок времени:

$$J_{\text{кон}} \omega_{\text{кон}} - J_{\text{нач}} \omega_{\text{нач}} = V(F) \Delta t$$

Если момент внешних сил $V(F)$ равен нулю, то кинетический момент не изменяется (сохраняется):

$$J_{\text{кон}} \omega_{\text{кон}} - J_{\text{нач}} \omega_{\text{нач}} = 0, \text{ то есть } J_{\text{кон}} \omega_{\text{кон}} = J_{\text{нач}} \omega_{\text{нач}}$$

I. Управление движением с изменением кинетического момента. При этом момент внешних сил не должен быть равен нулю ($M(F) \neq 0$). Пример: человек стоит на платформе Жуковского. Отталкиваясь от пола, он сообщает вращение своему телу вокруг вертикальной оси. Чем сильнее будет отталкивание (чем больше $V(F) \Delta t$), тем быстрее человек будет вращаться. В этом случае управление вращением сходно с управлением поступательным движением (чем больше импульс силы отталкивания $F \Delta t$, тем больше приобретаемое количество движения $m \Delta V$).

II. Управление вращением с сохранением кинетического момента. Если момент внешних сил $M(F)$ равен нулю, то кинетический момент есть величина постоянная $K = J \omega =$

constanta. Если $M(F) = 0$, то изменить движение центра масс нельзя, но можно изменить угловую скорость вращения тела. Пример: фигурист вращается на льду вокруг вертикальной оси с угловой скоростью $\omega_{\text{кон}}$. Кинетический момент фигуриста

равен $K_{\text{кон}} = J_{\text{кон}} \omega_{\text{кон}}$. Во время вращения на фигуриста действуют две внешние силы - сила тяжести - s и сила реакции опоры R (рис.5.3а). Моменты этих сил относительно оси вращения равны нулю (так как силы направлены вдоль оси вращения).

Следовательно во время вращения кинетический момент фигуриста будет оставаться постоянным $K = J \omega = \text{const}$.

Чтобы замедлить вращение, фигурист принимает положение "руки в стороны". Этим он увеличивает свой момент инерции ($J_{\text{кон}} > J_{\text{нач}}$). Как только момент инерции увеличится, то сразу же уменьшится угловая скорость вращения $\omega_{\text{кон}}$, так как кинетический момент, то есть произведение $J \omega$, должно остаться постоянным:

$$J_{\text{кон}} \omega_{\text{кон}} = J_{\text{нач}} \omega_{\text{нач}} = \text{const}$$

$$\omega_{\text{кон}} = \omega_{\text{нач}} \frac{J_{\text{нач}}}{J_{\text{кон}}}$$

Во сколько раз $J_{\text{кон}} > J_{\text{нач}}$, во столько же раз $\omega_{\text{кон}} < \omega_{\text{нач}}$ и наоборот.

На основании этой же закономерности происходит управление скоростью вращения в безопорном положении. Пример: прыгун в воду вращается в положении "прогнувшись" с угловой скоростью. Вращение в полетной фазе происходит относительно фронтальной оси, проходящей через ОЦТ прыгуна (ось вращения направлена перпендикулярно плоскости чертежа). В полетной фазе на прыгуна действует одна внешняя сила - сила тяжести s (сопротивлением воздуха пренебрегаем). Момент силы тяжести относительно оси вращения равен нулю (так как сила тяжести пересекает ось вращения). Следовательно, в полетной фазе кинетический момент прыгуна будет величиной постоянной $K = J \omega = \text{const}$. Если примет положение "группировки", то его

момент инерции уменьшится ($J_{\text{кон}} < J_{\text{нач}}$), а угловая скорость вращения увеличится ($\omega_{\text{кон}} > \omega_{\text{нач}}$), так как кинетический момент прыгуна должен остаться постоянным:

$J_{\text{кон}} \omega_{\text{кон}} = J_{\text{нач}} \omega_{\text{нач}}$. Во сколько раз уменьшится $J_{\text{кон}}$, во столько же раз увеличится $\omega_{\text{кон}}$.

Эту закономерность изменения скорости вращения в безопорной фазе использует гимнасты и акробаты.

В приведенных выше примерах изменение скорости вращения происходило при условии, что $\omega_{\text{нач}} \neq 0$, то есть задавалось (как правило, при отталкивании от опоры) начальное вращение (начальный кинетический момент).

Рассмотрим случай, когда начальный кинетический момент равняется нулю, то есть $\omega_{\text{нач}} = 0$. Пример - падение кошки с высоты без начального вращения. В этом

случае: $J_{\text{кон}} \omega_{\text{кон}} - J_{\text{нач}} \omega_{\text{нач}} = 0$; так как $\omega_{\text{нач}} = 0$, то $J_{\text{кон}} \omega_{\text{кон}} = 0$; $\omega_{\text{кон}} = 0$. Иными словами,

если нет начального момента вращения $\omega_{\text{нач}}$, то и конечное вращение $\omega_{\text{кон}}$ будет равно нулю. Но эти рассуждения справедливы лишь для твердого, неизменяемого тела. Из практики известно, что кошка, падающая спиной вниз, в полете успевает повернуться и приземляется всегда на лапы. Как это происходит? Тело кошки состоит из подвижных звеньев, которые вращаются друг относительно друга. Кинетический момент туловища кошки равен $J_{\text{тул}} \cdot \omega_{\text{тул}}$, кинетический момент хвоста кошки равен $J_{\text{хв}} \cdot \omega_{\text{хв}}$. При этом суммарный кинетический момент тела кошки остается равным нулю:

$$J_{\text{тул}} \omega_{\text{тул}} + J_{\text{хв}} \omega_{\text{хв}} = 0$$

$$\omega_{\text{тул}} = - \omega_{\text{хв}} \frac{J_{\text{хв}}}{J_{\text{тул}}}$$

Знак "минус" показывает, что вращение туловища и хвоста кошки происходит в разных направлениях. При этом во сколько раз туловище кошки массивнее ее хвоста ($J_{\text{тул}} \gg J_{\text{хв}}$), во столько раз кошка должна вращать свой хвост, чтобы успеть повернуть туловище лапами к земле ($\omega_{\text{хв}} \gg \omega_{\text{тул}}$).

Эту закономерность используют гимнасты для создания вращения в безопорной фазе: скручивание туловища и рук в сторону вызывает поворот ног гимнаста в другую сторону:

Основы биомеханического анализа

1. ЭЛЕМЕНТЫ БИОМЕХАНИКИ

Биомеханика - учение о двигательной деятельности живых существ. Спортивная биомеханика - раздел биомеханики, изучающий двигательную деятельность спортсменов и людей, занимающихся массовыми формами физической культуры.

Основные задачи биомеханики:

- 1) раскрыть закономерности двигательной деятельности;
- 2) найти пути ее совершенствования.

Современная биомеханика - методически хорошо оснащенная, быстро прогрессирующая отрасль знаний. Она пополняется новыми разделами. Уже сформировались:

- частная биомеханика, посвященная биомеханическим закономерностям отдельных видов движений (например, биомеханика борьбы, биомеханика плавания и т.п.);
- дифференциальная биомеханика, изучающая индивидуальные и групповые (возрастные, квалификационные и т.д.) особенности моторики.

Совсем недавно возникли и интенсивно развиваются: инженерная биомеханика, основные достижения которой связаны с созданием роботов; медицинская биомеханика, исследующая причины, последствия и способы профилактики травматизма, прочность опорно - двигательного аппарата, вопросы протезирования; эргонометрическая биомеханика, изучающая взаимодействие человека с окружающими предметами с целью их оптимизации.

Для биомеханики характерна педагогическая направленность. По существу она служит связующим звеном между достаточно сложными теоретическими дисциплинами, объясняющими закономерности двигательной деятельности, и спортивно прикладными дисциплинами. Опираясь на знание основ биомеханики, педагогу легче оптимизировать двигательную деятельность своих учеников. Но, чтобы решить эту задачу, необходимо уметь анализировать двигательную деятельность ("читать движения"). Процедура биомеханического анализа техники движений включается в себя: определение топографии работающих мышц, анализ кинематики, динамики и энергетики, а также выявление оптимальных двигательных режимов. Когда анализируется тактика двигательной деятельности, необходимо, кроме того, установить, из каких двигательных действий она состоит.

2. ОСНОВЫ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

Овладение культурой движений и повышение технико-тактического мастерства невозможно без биомеханического контроля. Двигательную культуру определяют:

- объем техники и тактики (перечень технических приемов и тактических вариантов, которыми владеет человек); например, в объем техники теннисиста входит удар справа, удар слева, различные виды подач и т.д.);
- разносторонность техники и тактики (степень разнообразия технических приемов и тактических вариантов, используемых человеком); например, биатлонист должен владеть современной техникой и тактикой в гонке, при подходе к огневому рубежу и на огневом рубеже.

Примечание: различают общий и соревновательный объем, а также общую и соревновательную разносторонность техники и тактики, поскольку в стрессовой ситуации использует только ту часть своего технико-тактического арсенала, которая наиболее освоена.

- освоенность техники и тактики (их стабильность в стандартных условиях и устойчивость в усложненных условиях, при перерывах в тренировке и т.п.); например, сохранились кинокадры бега В.Веденина, где этот великолепный мастер до последних метров дистанции сохраняет филигранную технику лыжного хода, а сразу после финиша падает на руки своих товарищей из-за крайнего утомления;
- рациональность техники и тактики (степень соответствия используемых технических приемов и тактических вариантов целям двигательной деятельности и условиям, в которых она протекает); Например, из традиционных способов передвижения на лыжах на равнинной лыжне при хорошем скольжении рационален одновременных одношажный или бесшажный ход, а при преодолении крутого подъема - ступающий. Другой пример: при стремлении к экономичности рациональна тактика постоянной скорости, а при стремлении к наивысшему результату (на спринтерских и средних дистанциях) - тактический вариант - "вовсю".

Таким образом, рациональность характеризует способ двигательной деятельности безотносительно к личности исполнителя. При определении рациональности того или иного двигательного режима ориентируются на средние физические возможности людей разного пола, возраста, квалификации и т.п.;

- эффективности техники и тактики (степень соответствия используемых технических приемов и тактических вариантов двигательной деятельности и индивидуальным возможностям человека). Эффективной называется оптимальная техника или тактика, т.е. наилучшая для данного конкретного человека - в отличие от рациональной, которая является наилучшей для "среднего" человека.

Для количественной оценки показателей рациональности и эффективности применяются различные показатели, в зависимости от основного критерия оптимальности:

Основной критерий	Показатели рациональности и эффективности двигательной деятельности	Изменения при совершенствовании техникотактического мастерства
Экономичность	Коэффициент механической эффективности	+

	Коэффициент использования механической энергии	+
	Энергетическая стоимость метра пути	-
	Энергетическая стоимость одного цикла движений	-
	Пульсовая стоимость метра пути	-
	Пульсовая стоимость одного цикла упражнений	-
Механическая производительность	Объем механической работы, выполненной за стандартный отрезок времени	+
	Среднедистанционная скорость	+
Точность	Процент попадания в цель	
	Среднее отклонение пробойны от центра мишени (в стрельбе)	+

Условные обозначения: + увеличивается; - уменьшается

При контроле за эффективностью техники и тактики зарегистрированные величины перечисленных показателей сравниваются с литературными данными :

1. Всесоюзный физкультурный комплекс ГТО. - М.: ФиС, 1985.
2. Уткин В.Л. Биомеханические аспекты спортивной тактики. -М.: ФиС, 1984.
3. Уткин В.Л. ГТО: техника движений (с основами контроля и оптимизации). -М. % ФиС, 1986.

Для расчета показателей, характеризующих эффективность двигательной деятельности регистрируют или вычисляют следующие биомеханические характеристики.

Биомеханические характеристики

Кинематические	Энергетические	Динамические
Траектория	Работа	Масса
Перемещение (линейное и угловое)	Кинетическая энергия (поступательного и вращательного движения)	Импульс
продолжительность движения	Мощность	Импульс силы
Скорость (линейная и угловаяV)		Момент инерцииB
Ускорение (линейное и угловоеB)		Момент силыB
Темп		
Ритм		

В биомеханические характеристики, относящиеся только к вращательному движению.

Распространена практика косвенной оценки эффективности техники и тактики по биомеханическим характеристикам (без вычисления коэффициентов, характеризующих эффективность). Например, в академической гребле горизонтальное и вертикальное перемещение весла, а также "кривую работы" (зависимость приложенной к веслу силы от горизонтального перемещения весла) сравнивают с эталонными. За эталон принимают характеристики, зарегистрированные у лучших спортсменов (сравнительная эффективность) или оптимальные характеристики, выявленные путем математического моделирования (абсолютная эффективность). Например, для того, чтобы при сдаче норм ГТО показать наивысший для себя результат, скорость от старта до финиша должна изменяться так, как показано на рис.1. Эталонный график изменения скорости в процессе имитационного моделирования тактики бега, выполненного на ЭВМ.

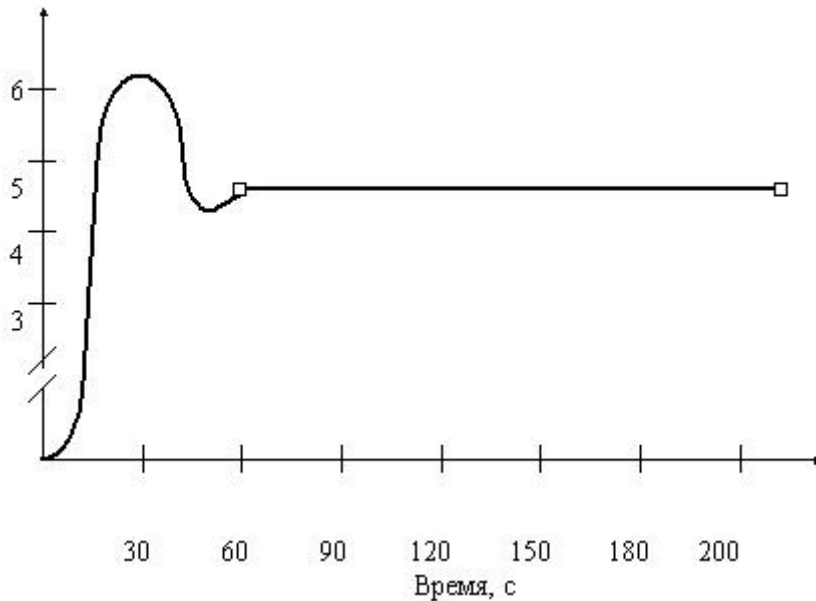


Рис.1 оптимальная динамика скорости бега на 1000м, рассчитанная в процессе имитационного моделирования на ЭВМ; снижение скорости в конце первой минуты бега объясняется недостаточно высокой емкостью лактаcidной энергетической системы

3. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ДВИГАТЕЛЬНЫХ КАЧЕСТВ

Результат двигательной деятельности (в том числе и спортивный результат) зависит от физической, технической, тактической, психологической и теоретической подготовленности человека. Физическая подготовленность определяется пятью основными физическими качествами: выносливостью, силовыми качествами, гибкостью и ловкостью.

Выносливость - способность противостоять утомлению. Выносливость зависит от энергетических ресурсов человека, полноты их использования и экономичности движений.

Энергетические ресурсы оцениваются мощностью и емкостью окислительной, лактаcidной и фосфогенной энергетической систем. Этот вопрос подробно рассмотрен в учебных курсах физиологии и биохимии. За два других фактора (экономичность и полноту исчерпания энергетического потенциала) ответственна биомеханика.

Количественными показателями экономичности движений служат (рис.2.): коэффициент механической эффективности (2/1), коэффициент использования механической энергии (3/2), коэффициент экономичности (3/1), а при циклических локомоциях еще и энергетическая стоимость метра пути, равная отношению скорости метаболических затрат к скорости передвижения, а также пульсовая стоимость метра пути, вычисляемая путем деления частоты сердечных сокращений на скорость передвижения. Смысл этих показателей становится яснее, если учесть, что метаболическая энергия (1) с потерями преобразуется в работу мышц (2), часть которой является полной механической работой (3) см. рис.4. Чем лучше техническая и тактическая подготовленность человека, тем экономичнее двигательная деятельность. Для повышения экономичности необходимо:

- 1) исключить лишние движения и ненужные сокращения мышц, уменьшая тем самым произвольные энергозатраты (см. рис.2);
- 2) использовать явление рекуперации энергии, состоящее в том, что кинетическая энергия может переходить в потенциальную и затем снова преобразовываться в кинетическую; в частности, кинетическая энергия при ходьбе, беге и прыжках может частично переходить в потенциальную энергию мышц нижних конечностей, которые в этом случае действуют подобно пружине; примером эффективного использования рекуперации являются прыжки кенгуру, у которой коэффициент механической эффективности достигает 76%;
- 3) выбирать темп циклических движений, близким к частоте резонансных колебаний конечностей;
- 4) осуществлять рациональные двигательные переключения с тем, чтобы в каждый момент времени скорость передвижения, сила и скорость мышечных сокращений (длина и частота шагов и т.п.), способ передвижения и вообще биомеханическая структура движений были оптимальными для данных внешних условий и состояния человека.

Полнота использования энергетических ресурсов зависит:

- от топографии работающих мышц (чем больше мышц вовлечено в работу, тем полнее исчерпываются энергетические возможности человека и (по закону сохранения энергии) тем больший объем механической работы может быть выполнен);
- от динамики механической мощности (или скорости); например, марафонские или стайерские дистанции следует преодолевать с постоянной скоростью, а на средних и спринтерских дистанциях рационален тактический вариант "вовсю", когда с начала и до конца дистанции поддерживается как можно более высокая скорость.

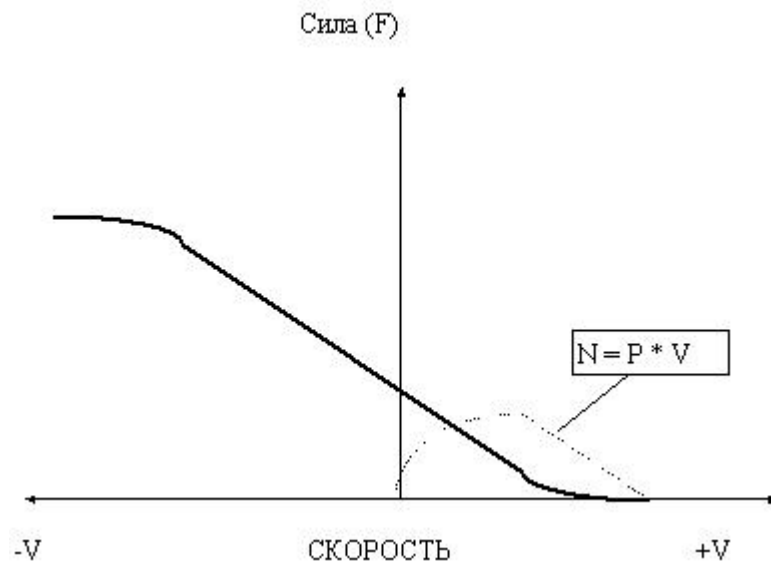


Рис.3. Зависимость между проявляемой силой и скоростью движения (кривой А.Хилла):

+V - преодолевающие движения;

-V - уступающие движения;

F_0 - максимальная статическая сила ($V=0$);

Обратить внимание на то, что в уступающем режиме проявляемая сила больше, чем в преодолевающем; пунктир - зависимость механической мощности $N = F V$ от скорости.

В биомеханике разработаны методы контроля и совершенствования силовых и скоростных качеств. Известно, что они тесно взаимосвязаны: чем выше скорость движения, тем меньше предельная величина проявляемой силы, и наоборот (рис.3).

Для количественной оценки скоростно-силовых качеств применяют градиент силы:

$$\frac{\Delta F_m}{\Delta t_m}$$

$$\Delta t_m$$

и коэффициент практичности:

$$\frac{\Delta F_m}{\Delta t_m P}$$

(рис.4), где ΔF_m наибольшая величина приращения проявляемой силы (например, силы взаимодействия с опорой), Δt_m интервал времени, за который это приращение достигается, P - вес тела. Названные показатели характеризуют "взрывные" возможности человека, его способность за короткое время развить большую силу действия. В отличие от градиента силы коэффициент реактивности позволяет сравнивать скоростно - силовые качества людей, имеющих одинаковую массу тела.

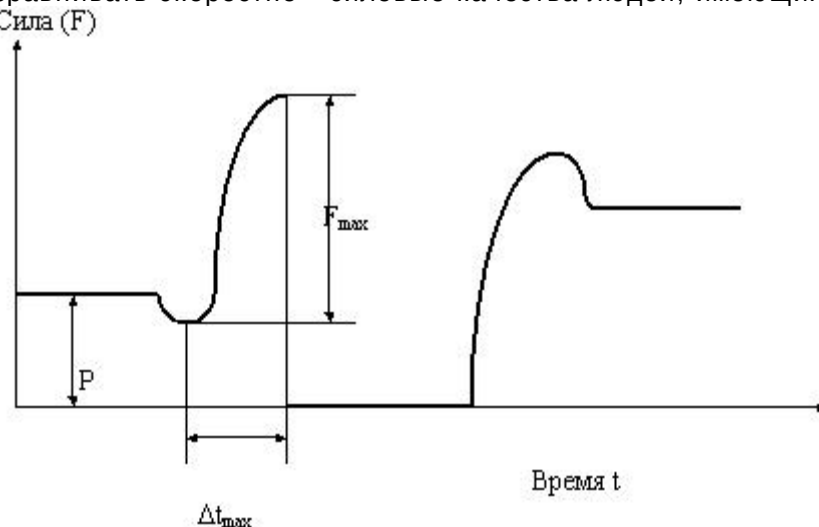


Рис.4. Диаграмма прыжка вверх с места и количественные показатели скоростно-силовых качеств (по вертикали - сила взаимодействия с опорой).

Для количественной оценки скоростных качеств в биомеханике используют три группы показателей. В первой группе - величины латентного времени двигательной реакции, во второй - величины максимального темпа циклических движений (и максимальной скорости передвижения). В пределах каждой группы показатели тесно взаимосвязаны, поэтому при тестировании можно пользоваться одним из них. Показатели из разных групп между собой не коррелируют.

Гибкость определяется подвижностью в суставах и растяжимостью мышц и сухожилий. при контроле за гибкостью различают активную и пассивную гибкость. Активную гибкость человек демонстрирует сам, за счет мышечных усилий. Пассивная гибкость проявляется при приложении внешней силы. Понятно, то пассивная гибкость выше активной.

По современным представлениям, ловкость - это точность быстрых движений. Поэтому биомеханические методы контроля и повышения ловкости тесно связаны с методами контроля и совершенствования скоростно-силовых качеств и точности.

4. ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНЫЕ ОСОБЕННОСТИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

С возрастом меняются тотальные размеры тела (длина, масса, окружность грудной клетки и т.п.) и пропорции тела. Меняется уровень развития двигательных качеств. И, как следствие этих перемен, видоизменяется двигательная деятельность.

Совершенствование двигательной деятельности в онтогенезе человека протекает под влиянием естественного развития (созревания), а также специальных педагогических воздействий (научения). Созревание и научение могут выступить как синергисты, как антагонисты и могут быть независимы. Приведем примеры:

- 1) в младенческом возрасте ребенка бесполезно обучать двигательным навыкам; близнецовые исследования показали, что это ни на один день не ускоряет овладения простейшими движениями (в том числе хватание предметов, сидение, стояние и т.д.);
- 2) обучение мешает созреванию, если обучающие мероприятия значительно опережают естественные возможности человека (например, силу не следует развивать до того, как опорно-двигательный аппарат вполне сформируется);
- 3) обучение и созревание являются синергистами, если обучающие мероприятия совпадают по времени с сенситивным периодом для данного двигательного качества.

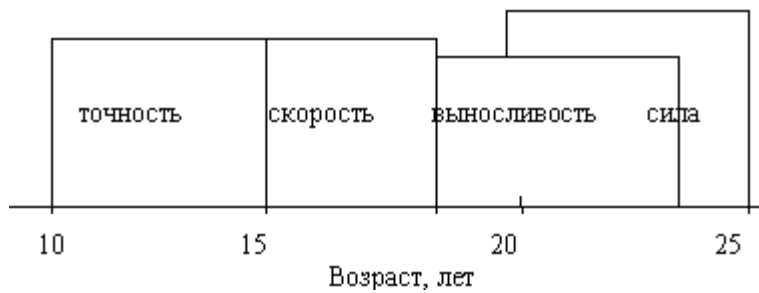


Рис.5 Сенситивные периоды для различных двигательных качеств

Сенситивным называется наиболее благоприятный период для развития двигательного качества. В этот период происходит заметный естественный прирост данного качества. Сенситивные периоды для разных двигательных качеств приходятся на разный возраст. (рис.5).

Представленные на рис.5 графики верны для большинства людей. Но у многих двигательные возможности возникают быстрее, а у других - медленнее, чем обычно. Первые называют акселератами, вторых - ретардантами.

Двигательным возрастом индивидуума называется возраст среднего человека, соответствующий двигательным возможностям индивидуума. В соответствии с этим, акселераты это люди, у которых двигательный возраст опережает паспортный, в ретарданты - те, у кого двигательный возраст отстает от паспортного.

Отметим как положительное явление все чаще встречающуюся двигательную ретардантность людей среднего и пожилого возраста. Двигательному долголетию способствуют регулярные занятия оздоровительной физкультурой.

Важной для практики задачей является предсказание двигательных возможностей человека. Различают ювенильные и дефинитивные признаки. Ювенильные регистрируются, когда осуществляется прогнозирование (например, в возрасте 7 лет). Дефинитивным называется признак, величина которого предсказывается (например, если нас интересует, какими будут двигательные возможности этого ребенка через 10 лет - в 17-летнем возрасте). Коэффициент прогностической информативности равен коэффициенту корреляции между значениями одного и того же показателя в ювенильном и дефинитивном возрасте.

В зависимости от величины этого коэффициента различают хорошо и плохо прогнозируемые качества. Но во всех случаях прогностическая информативность растет до пубертатного периода, когда она заметно снижается, и по достижении полового созревания вновь увеличивается (рис.6). Индивидуальные особенности двигательной деятельности проявляются в двигательных предпочтениях.

Большинству людей в цивилизованном обществе свойственна праворукость. Однако встречаются и левши (лучше владеющие левой рукой и ногой), и амбидекстрики (одинаково владеющие обеими парами конечностей). Предпочитаемая человеком сторона тела или конечность называется доминантной.

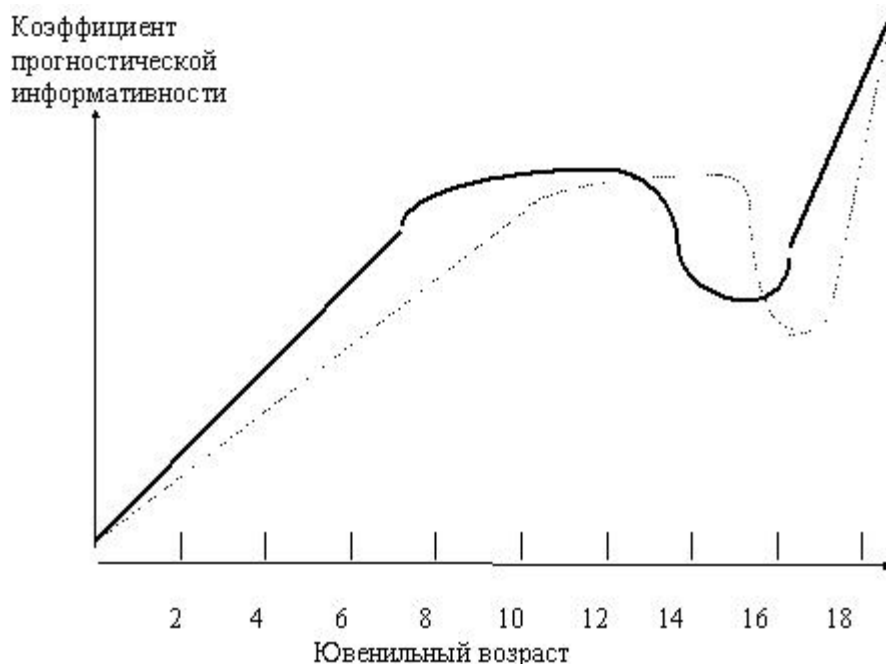


Рис.6 Коэффициент корреляции между величинами двигательных возможностей в дефинитивном и ювенильном возрасте в зависимости от ювенильного возраста (в данном случае дефинитивный возраст - 18 лет).

5. ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ОСНОВ БИОМЕХАНИКИ В ПЕДАГОГИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ПО ФИЗИЧЕСКОМУ ВОСПИТАНИЮ

Овладение основами биомеханики дает фундамент, на котором возможно построение методики обучения движениям. Но современная биомеханика при решении задач физического воспитания берет на вооружение и основополагающие принципы дидактики (принципы системности обучения, постепенности, сознательности и др.). На уроках физкультуры в школе преподаватель сталкивается с трудностями, связанными с многочисленностью обучаемых и неодинаковостью их физической и технической подготовленности. Преодолеть эти трудности можно, опираясь на глубокое знание основ биомеханики, перечисленные выше дидактические принципы, а также на идеи программированного обучения и педагогической кинезиологии. Практически это означает, во-первых, что весь объем знаний и умений "квантуется", т.е. разделяется на небольшие порции (кванты), передаваемые ученику в определенной последовательности. А во-вторых, четко формируются цели обучения: общая и частные, решаемые на каждом уроке, части урока и в отдельных двигательных заданиях. Этим путем достигается эффективность обучения, несмотря на разнородный состав класса, наличие в нем двигательного одаренных учеников, детей со средними способностями и отстающих.

Идеи и методы педагогической кинезиологии и программированного обучения смыкаются с представлением об оптимизации двигательной деятельности как основной цели обучения. При обучении детей разного возраста, имеющих склонность к занятиям различными видами спорта, неодинаковы критерии оптимальности двигательной деятельности.

К числу силовых критериев оптимальности относятся: экономичность, точность, скорость, механическая производительность, эстетичность движений, а также безопасность, комфортабельность и некоторые другие, не столь важные для школьной педагогики. На характеристики оптимального двигательного режима оказывают влияние внутренние (эндогенные) и внешние (экзогенные) факторы оптимизации. В числе эндогенных факторов: состояние здоровья, степень утомления, уровень физической подготовленности. На экзогенных наиболее важны психологические, экологические и эргонометрические факторы.

Выявление оптимальных режимов двигательной деятельности и их освоение осуществляется по-разному. Наряду с традиционными методами обучения, все шире используются биомеханические тренажеры. На начальном этапе обучения их применение особенно эффективно.

Перспективными представляются педагогические приемы, основанные на математическом моделировании техники двигательных действий и тактики двигательной деятельности и выявлении оптимальных двигательных режимов в процессе имитационного моделирования на ЭВМ с диалоговым режимом работы, эргометрия, оценка экономичности техники и эффективности спортивной деятельности, изучение кинематики и онтогенеза моторики, анализ данных динамометрии и хронометрии и многие другие.

5.1. моделирование техники локомоций

Моделированием называется исследование каких-либо явлений, процессов, объектов путем построения и изучения из моделей.

Математическое моделирование - это описание какого-либо процесса языком математических формул. Но у большинства математических моделей есть серьезный недостаток, они не позволяют легко и наглядно имитировать явления, т.е. многократно воспроизводить их на модели. Имитация на математических моделях стала практически осуществима с появлением ЭВМ с диалоговым режимом работы.

Имитационным моделированием называется создание модели - аналога изучаемой системы и экспериментирование с этой моделью на ЭВМ с диалоговым режимом работы.

Метод имитационного моделирования позволяет многократно воспроизводить моделируемый процесс и решать задачи оптимизации двигательной деятельности (например, находить наилучший тактический вариант).

Имитационное моделирование тактики циклических локомоций удалось осуществить лишь после того, как синтезирована адекватная математическая модель, описывающая процессы энергетического обеспечения мышечной работы и преобразования продуцируемой энергии в скорость передвижения.

В модели могут быть учтены следующие параметры:

1) энергообеспечение мышечной работы осуществляется тремя источниками энергии: фосфагенным, лактацидным и окислительным;

2) априори известны:

- индивидуальные характеристики: масса тела, максимальное потребление кислорода, емкость лактицидного и фосфагенного источника энергообеспечения, анаэробный порог, константа восстановления для потребления кислорода, оптимальная (наименее энергоемкая) скорость передвижения и оптимальный темп движений;

- групповые константы: зависимость общей и рабочей эффективности мышечной работы от развиваемой мощности, максимальная скорость расходования (мощность) анаэробных источников энергии, константа вырабатываемая для потребления кислорода и т.д.;

- характеристика спортивных сооружений: профиль и тип покрытия или коэффициент скольжения (в лыжных дистанциях) и др.;

- 3) возможные тактические варианты различаются динамикой развиваемой мощности или скорости, длина и частота шагов и биомеханическая структура движений выбираемая человеком самостоятельно в соответствии с "принципом минимума энергозатрат", т.е. так, чтобы при любой скорости тратить минимум энергии на единицу выполняемой механической работы на метр пройденного пути;

4) механическая энергия движущегося человека, которая складывается из кинетической энергии его тела, приведенной к общему центру масс, потенциальной энергии и энергии движения конечностей.

БИОМЕХАНИКА ХОДЬБЫ И БЕГА

С этой лекции начинается изучение частной биомеханики, т.е. биомеханики отдельных видов спорта. Проводя биомеханический анализ какого-то движения или вида двигательной деятельности, изучают:

- топографию работающих мышц;
- кинематику, динамику и энергетику;
- оптимальные двигательные режимы.

Длина шага (l)

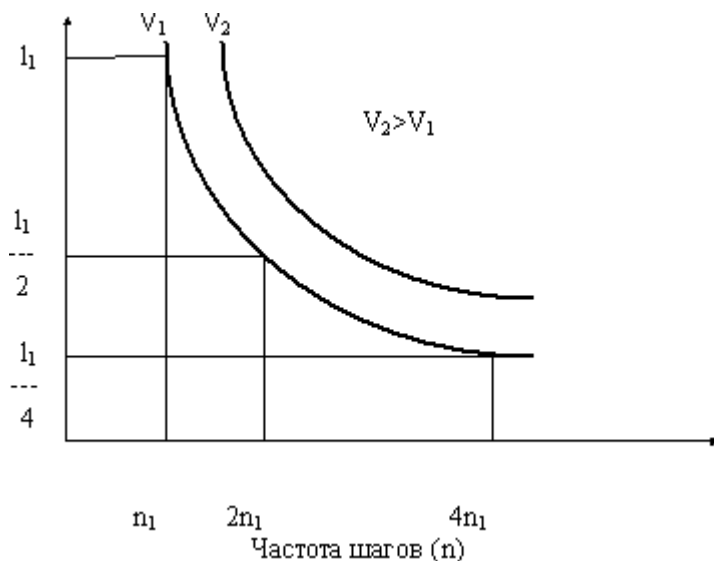


Рис.7 Изоспиды - кривые равных скоростей.

Ходьба и бег относятся к циклическим локомоциям, при которых скорость передвижения (V , м/мин) равна произведению темпа (n , 1/мин) на длину шага (l , м): $V = l * n$. Поэтому, одна и та же скорость может быть достигнута при разных сочетаниях длины и частоты шагов. (рис.7).

Ходьба отличается от бега тем, что не имеет периодов полета. В каждом шаге возникает период двойной опоры: переносная нога уже поставлена на опору, а толчковая еще не отделилась от нее. Цикл ходьбы состоит из трех фаз: задний шаг, передний шаг и переход опоры (двойная опора). Фаза переход опоры по длительности примерно в 5 раз меньше одиночной опоры.

Бег состоит из периодов полета и опоры. Период полета состоит из двух фаз: разведения и сведения стоп. С момента постановки стопы на опору начинается период опоры. Он состоит так же из двух фаз: подседания и отталкивания с выпрямлением опорной ноги.

При сохранении общего построения (деление на фазы и их взаимодействие) бег с разной скоростью имеет существенные различия в длине, частоте шагов, их ритме, кинематических и динамических характеристиках. Средняя скорость бега колеблется от 10 м/с (в беге на 100м) до 5 м/с (в марафоне). Длина шага меняется значительно: 100м - 2,20м, 5000м - 2,05м. Частота шагов меняется существеннее: 100м - 4,3 1/с, 5000 - 2,8 1/с. В достижении высокой частоты шагов большую роль играют безопорные фазы полета, активность сведения стоп в полете.



Рис. 9 Хронограммы ходьбы (вверху) и бега; читателю предоставляется возможность самостоятельно найти на эти хронограммы периоды переноса ноги, полета, опоры, двойной опоры.

Соотношение длительности периодов опоры и полета изменяется не в очень больших пределах: в спринте 0,46, а в беге на 5000м - 0,53. Время опоры почти в 2 раза

меньше, чем время полета, причем это наиболее резко проявляется в спринте.

Энергозатраты, Вт

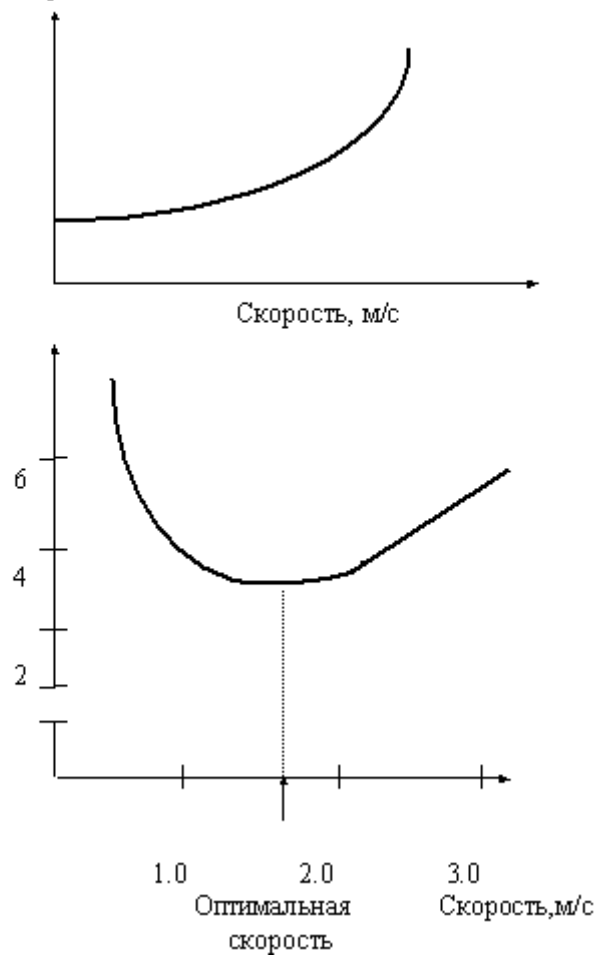


Рис.10 Энергозатраты (вверху) и энергетическая стоимость метра пути (внизу в зависимости от скорости ходьбы у тренированного молодого человека.

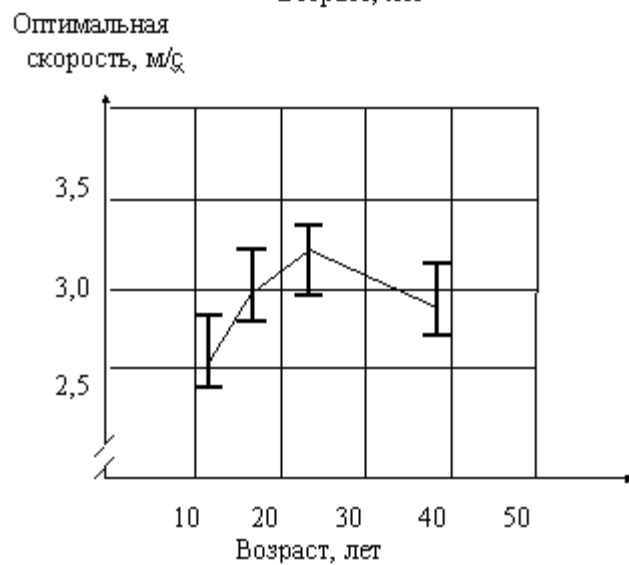
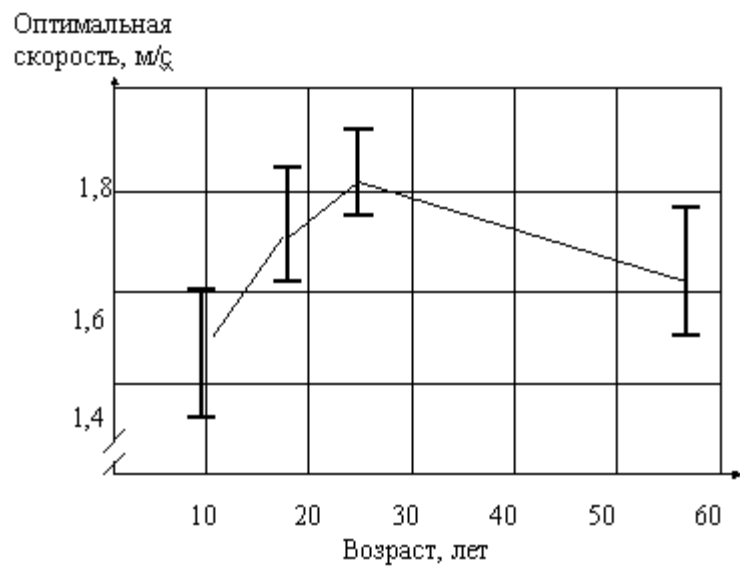
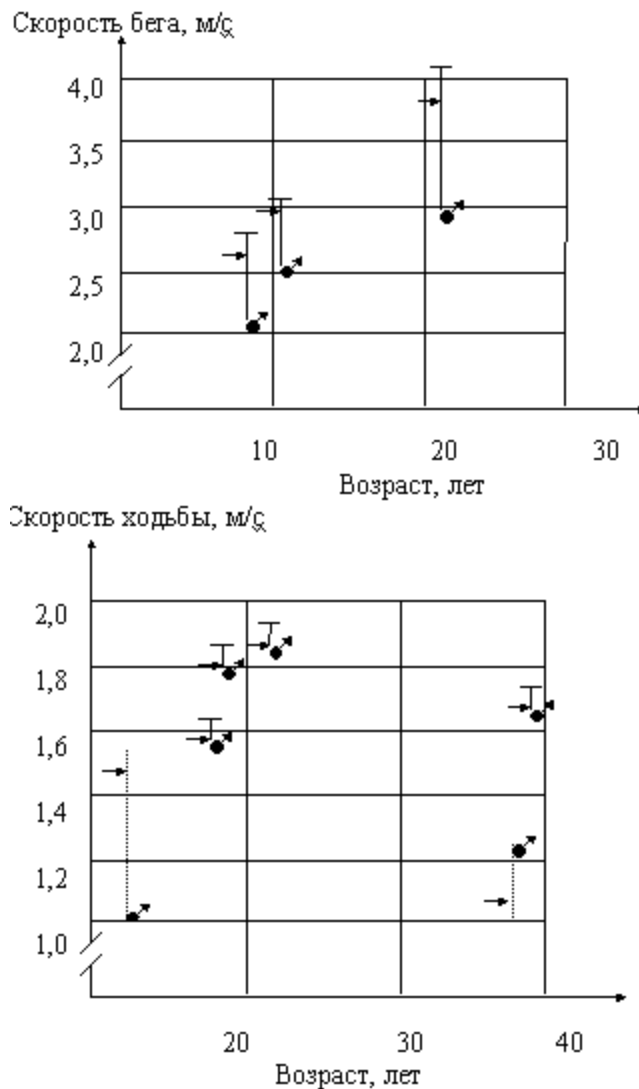


Рис. 11 Возрастные изменения величин оптимальных (наиболее экономичных) величин скорости ходьбы и бега; вертикальные линии показывают, в каких пределах лежат 95% всех значений

Все эти факты необходимо учитывать при физическом воспитании молодежи и при организации "групп здоровья" и других оздоровительных



мероприятий.

Рис.12 Произвольно выбираемые (показано стрелками) людьми разного возраста режимы циклической мышечной работы умеренной относительной мощности; зона экономичных режимов; двойной стрелкой показана скорость, выбираемая больными ишемической болезнью сердца.

В зависимости от того, какая часть всей мышечной массы активна, физическую работы делят на локальную (менее 1/3), региональную (от 1/3 до 2/3) и глобальную (более 1/3). Ходьба и бег относятся к мышечной деятельности глобального характера.

Топография мышц, работающих при ходьбе и беге, изучена методом электромиографии (рис.9). При технической подготовке из кинематики циклических локомоций важнейшее значение имеют хронограммы. Они дают наглядное графическое изображение ритма движений (рис.10). А при тактической подготовке необходимо регистрировать скорость передвижения, динамику скорости (или "раскладку"), длину и частоту шагов. При углубленном анализе кинематики ходьбы и бега регистрируют, кроме того, величины суставных углов, линейных и угловых скоростей и ускорений отдельных звеньев тела.

Важнейшей динамической характеристикой ходьбы и бега является сила взаимодействия с опорой. Регистрируя ее изменения во времени (при помощи динамографической платформы или вкладываемых в обувь тензостелек), получают диаграмму. Форма диаграммы зависит не только от вида локомоций, но и от техники движений и уровня скоростных и силовых качеств.

С точки зрения энергетики движений ходьба и бег имеют как общие черты, так и существенные различия. Сходны фракции механической работы и графики зависимости энергетических затрат от скорости. Но при беге энергозатраты в единицу времени выше, чем при ходьбе. Другое различие состоит в том, что при ходьбе кинетическая и потенциальная энергия тела изменяются противофазно, а при беге синфазно.

Благодаря нелинейному (квадратичному) характеру зависимости энергетических затрат от скорости ходьбы и бега, имеют место оптимальные скорости, при которых минимальны энергетические затраты на метр пути (рис.11). Величина оптимальной скорости прямо связана с физической работоспособностью человека. Она закономерно изменяется с возрастом (рис.11), а также при спортивных тренировках и оздоровительных занятиях физическими упражнениями.

При каждой скорости (не только при оптимальной) можно найти оптимальное сочетание длины и частоты шагов. Оно зависит не только от скорости, но и от длины ноги и мышечной силы.

В соответствии с принципом минимума энергозатрат любой практически здоровый взрослый человек самостоятельно находит наиболее экономичный режим ходьбы и бега. Но дети выбирают наиболее высокие скорости (рис.12) - это помогает им физически развиваться. У больных и пожилых людей произвольно выбираемая скорость ходьбы, наоборот, ниже наиболее экономичной. Доминирующим критерием оптимальности у них, по видимому, является не экономичность, а безопасность (т.е. профилактика обострения болезни)

Все эти факторы необходимо учитывать при организации "групп здоровья" и других оздоровительных мероприятий.

БИОМЕХАНИКА ПЛАВАНИЯ.

Хронограммы основных стилей плавания (вольного стиля и браса) представлены на рис.13.

Рассмотренные выше основные закономерности циклических локомоций верны и в плавании.

Отличительные особенности техники плавания обусловлены тем, что вода почти в 800 раз плотнее воздуха, а также горизонтальным положением тела спортсмена. На тело пловца действуют следующие силы:

- в вертикальной плоскости: сила тяжести, выталкивающая "архимедова" сила, подъемная "сила крыла";
- в горизонтальной плоскости: продвигающая сила, возникающая при движении пловца, сила лобового сопротивления, тормозящая сила вихреобразования, сила трения тела пловца о воду.

Совершенствование техники плавания должно приводить к увеличению механической работы, выполняемой за счет продвигающей силы, и к уменьшению тормозящих сил.

Этим обусловлены требования к позе и движениям пловца. Рациональным является обтекаемое положение тела, при котором минимальна сила лобового сопротивления и сведены к минимуму "вихревые потоки", возникающие в местах отрыва струй от поверхности тела.

Техника плавания (а также передвижения на лыжах, коньках и велосипеде) зависит от длины дистанции. Различают тактику победы (она в значительной мере зависит от поведения соперников) и тактику рекорда (которая определяется основным критерием оптимальности). На длинных дистанциях и при стремлении к экономичности оптимальным является тактический вариант постоянной скорости (при передвижении по пересеченной трассе правильнее говорить не о постоянной скорости, а о постоянных энергозатратах). Если критерием оптимальности служит механическая производительность (среднедистанционная скорость), то на коротких и средних дистанциях следует выбирать тактический вариант "вовсю", отличающийся повышенной начальной скоростью и постепенным ее снижением от старта к финишу.

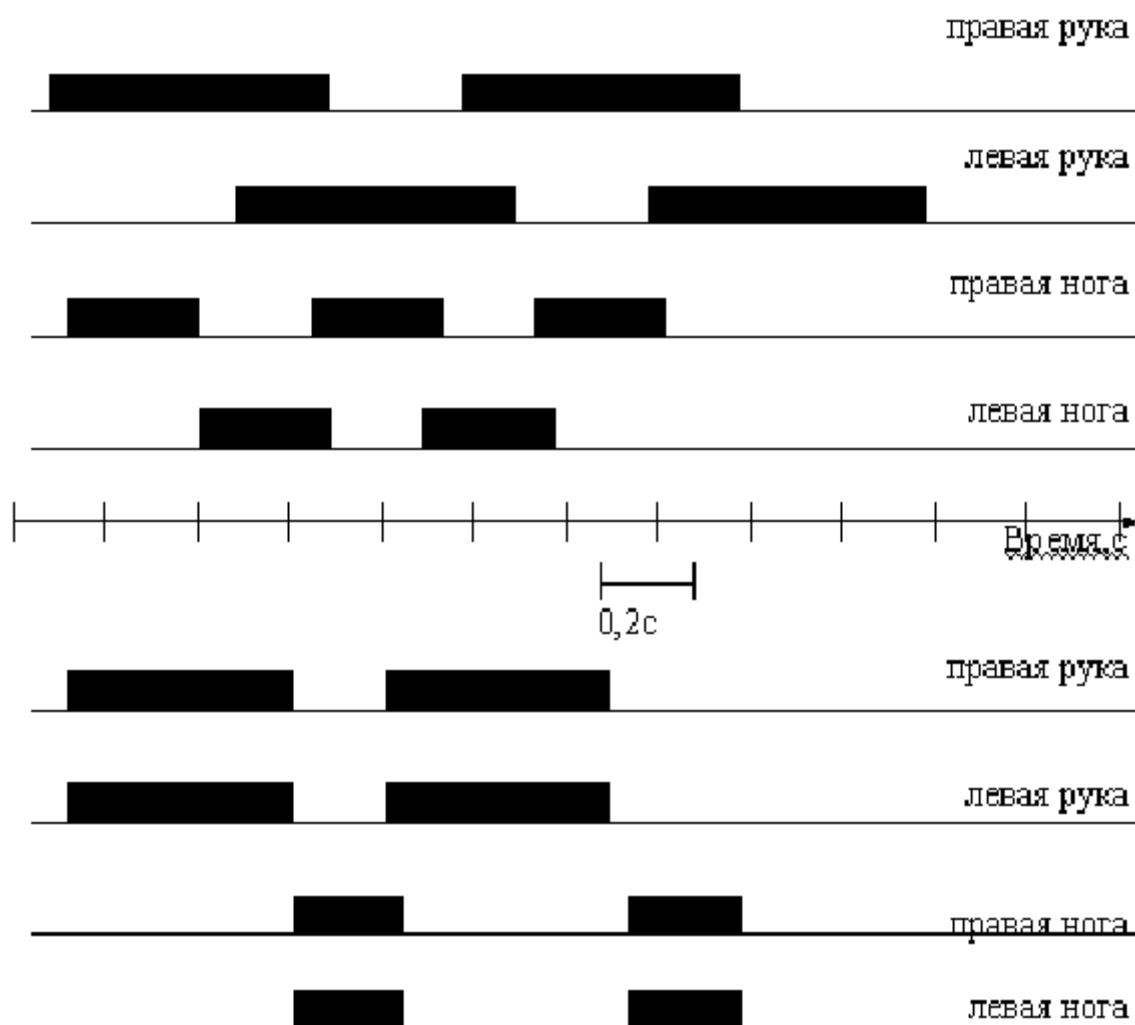


Рис. 13 Хронограммы плавания кролем (вверху) и брасом

Наиболее быстрым видом плавания является кроль на груди. Цикл движений в кроле подразделяется на основные, рабочие и подготовительные движения. В рабочем движении рук принято выделять три фазы: за-хвата, подтягивания и отталкивания. В подготовительные движения входят: выход руки из воды, пронос (или вынос руки вперед), вход руки в воду. Рабочей фазой движения ног является движение стопы вниз (удар), а подготовительной - движение стопы вверх. Полный цикл движений состоит из непрерывно чередующихся гребков правой и левой руками и определенного количества ударов ногами. По количеству этих ударов различают двух- , четырех- и шестиударный варианты техники. В шестиударном кроле чаще специализируются пловцы высокого роста, имеющие длинные конечности, хорошую подвижность в суставах плечевого пояса, коленных и голеностопных. Двух и четырехударные варианты больше подходят пловцам среднего роста, обладающим хорошим равновесием тела в воде. Длительность рабочих движений рук в среднем 0,7 с, а подготовительных 0,5 с (при длительности цикла 1,2с).

В плавании брасом движения руками и ногами также делятся на основные и подготовительные. Рабочие фазы движения рук - захват и основная часть гребка. Их длительность в среднем 0,5 с. К подготовительным движениям относится фаза выведения рук вперед, ее длительность - 0,25 с. Рабочей фазой движения ног является отталкивание, которое длится в среднем 0,35 с. После этого следует непродолжительная пауза в движениях ног, а затем происходит подтягивание - подготовительная фаза движения ног, длительность которой - 0,55 с. (при длительности цикла 1,0 с) (рис.13).

БИОМЕХАНИКА ПЕРЕМЕСТИТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ

Переместительные действия делятся на ударные и броски (или метания).

При ударе приращение количества движения равно импульсу силы : $F \Delta t = m \Delta V$.

Например, по неподвижному футбольному мячу массой 0,45кг наносится удар с силой 90Н при длительности взаимодействия ноги с мячом 0,05с. В результате мяч приобретает скорость:

$$\frac{90 \cdot 0,05}{0,45} = 10 \text{ м/с}$$

В спорте критериями оптимальности удара служат сила и точность. Как правило, с увеличением силы точность снижается. Умение нанести сильный и вместе с тем точный удар является одним из важных признаков мастерства в спортивных играх, боксе и некоторых других видах спорта.

Обычно ударное действие включает в себя пять фаз: замах, движение в сторону удара (мяча, соперника), соударение, движение по инерции после соударения и сходное состояние.

При выполнении бросков чаще всего стремятся послать снаряд как можно дальше. Для этого (так же, как и при ударе) необходимо максимизировать его количество движения ($m \cdot V$). Но, поскольку масса снаряда не меняется, задача сводится к максимизации скорости метаемого снаряда в момент отрыва от руки метателя. С этой целью в процессе метания (как и в процессе удара) части тела вовлекаются постепенно. Вначале разгоняются проксимальные сегменты тела, затем дистальные звенья. В результате, при правильной технике броска (или удара) скорость снаряда (или бьющего звена)

а) непрерывно нарастает.

Еще одним признаком оптимальной техники метания в легкой атлетике является угол вылета снаряда. Наибольшая дальность действия достигается, когда угол вылета близок к 45°. Техника бросков в значительной мере определяется спецификой вида спорта. Так броски в борьбе или хоккее отличаются от легкоатлетических метаний, хотя основные закономерности справедливы и здесь

БИОМЕХАНИКА ТЕХНИКО - ЭСТЕТИЧЕСКИХ ВИДОВ СПОРТА

В гимнастике, фигурном катании и других технико - эстетических видах спорта мастерство оценивается судьями, наблюдающими за соревновательной деятельностью спортсменов. В основе принятой системы оценивания лежат представления об эстетическом идеале, изменяющимся со временем. Эволюцию эстетического идеала можно проследить по произведениям искусства.

В настоящее время завершается возвращение к эстетическим идеалам античности.

Говоря словами Корбюве, "прекрасно-функциональное". И поэтому во внешнем облике и движениях человека ценится все, что свидетельствует о физическом и психическом здоровье и ему способствует.

Рассматривая биомеханические аспекты эстетики движений, удобно воспользоваться принятым в биомеханике разделением движений на пять групп: равновесия, движения на месте, движения вокруг осей, переместительные действия и локомоции.

Эстетичность каждого из этих движений определяется многими факторами. В том числе специфические (неожиданность, оригинальность, соответствие "школе" и т.п.) и общебиологические (экономичность, точность). Например, как красивое воспринимается такое исполнение равновесия, при котором не совершается лишних движений, а поза выбрана так, чтобы минимизировать активность мышц - антагонистов и, следовательно, затраты энергии на поддержание позы.

Эстетичность движений имеет большое значение не только для спорта, но и для бытовой и производственной двигательной деятельности. Правильная осанка и выбор оптимальных режимов в повседневной жизни помогают сохранить и укрепить здоровье. Все это является необходимым компонентом культуры движений.

5.3. экономичность техники локомоций

В циклических видах спорта, связанных с проявлением выносливости, остро стоит проблема экономизации спортивной техники. На соревнованиях любого ранга обычно побеждают те спортсмены, которым удается сохранить больше сил к финишу или,

говоря другими словами, затратить меньше энергии на совершение одного и того же двигательного задания. Например, бегунам необходимо преодолеть дистанцию 10 тыс.м. Одни спортсмены прибегают к финишу "едва передвигая ноги", а другие находят силы для финишного рывка. По-видимому, одной из причин такого положения (при прочих равных условиях) является более экономичная техника бега. Для того чтобы иметь возможность оценивать экономичность выполняемой разными спортсменами работы, был предложен показатель, аналогичный коэффициенту полезного действия, та называемый коэффициент механической эффективности (КЭМ), равный отношению выполненной механической работы (А) к общим энергозатратам (E_B):

$$КЭМ_1 = \frac{A}{E_B}$$

Энергозатраты определяются обычно с помощью непрямой калориметрии. причем этот метод дает достаточно точные результаты при определении энергозатрат при относительно низкой интенсивности мышечной деятельности, когда поставка энергии, необходимой организму, обеспечивается исключительно аэробными механизмами энергообразования (Более подробно этот курс затрагивается в курсе биохимии). Здесь отметим лишь, что большинство исследователей определяли не сами энергозатраты, а их мощность, то есть величину энергозатрат в единицу времени. Удавалось даже получить уравнение регрессии для расчета этого показателя в различных видах спорта. Примером такого уравнения может служить уравнение регрессии для расчета валовой метаболической мощности (E_B), полученное в 1976г.:

$$E_B = \frac{32}{V_m} + 0,005 V_m$$

где V_m - скорость передвижения (м/мин).

Это уравнение можно с успехом использовать для расчета $КЭМ_1$, если преобразовать формулу последнего, разделив числитель и знаменатель выражения (1) на величину интервала времени, в течение которого выполнялась работа:

$$КЭМ_1 = \frac{A}{E_B} = \frac{A/\Delta t}{E_B/\Delta t} = \frac{P}{E_B}$$

где P - мощность выполненной работы.

Рассчитаем $КЭМ_1$ для вертикальной работы; для бега на семинаре "Определение внешней механической работы".

$$P = \frac{A}{\Delta t}$$

где Δt - интервал времени от момента минимального значения потенциальной энергии ОЦМ до момента окончания опорного периода.

Факторы, влияющие на экономичность техники локомоций

Физиологические и биохимические	Биомеханические
Снижение энергозатрат в каждом цикле движения	Рекуперация энергии
- устранение ненужных движений (см. примеры вопрос 2, уменьшение боковых колебаний ОЦМ) - улучшение управления работой мышц (установлено, что время активности мышц	- переход между кинематической и потенциальной формами энергии (в ходьбе сохраняется до 65% об-щей энергии, в беге - 8%); - переход кинетической энергии движения

у квалифицированных спортсменов несколько меньше по сравнению с их менее опытными коллегами, что приводит к уменьшению общих энерго-затрат); - уменьшение внешнего сопротивления (с помощью выбора оптимальных поз при выполнении движения, снижения силы трения за счет смазки лыж); - уменьшение внутрицикловых колебаний скорости (согласно определению горизонтальной работы, она будет тем меньше, чем меньше отличаются значения минимальной и максимальной скорости в цикле движения); - выбор оптимального соотношения длины и частоты шагов; - выбор оптимального соотношения между силой действия и скоростью рабочих движений. Это особенно характерно для таких видов спорта как гребля, велосипед.	в потенциальную энергию упругой деформации мышц (при прыжках на месте в и мед-ленном беге со скоростью 3,9 м/с в икроножных мышцах рекуперируется порядка 45-60 Дж, при приседаниях 400 Дж).
---	---

5.4 Эргометрия

Основы эргометрии. Предметом эргометрии являются количественные методы измерения физической работоспособности человека. Эргометрия изучает, в частности, соотношения между показателями работоспособности.

Эргометрические задания. Когда человек выполняет какое-либо достаточно длительное двигательное задание, например, бег или плавание на заданную дистанцию, подъем и удержание какого-либо груза, мы всегда имеем дело с тремя основными переменными:

1. Интенсивность выполняемого двигательного задания. Этими словами обозначается одна из трех механических величин:

- а) скорость спортсмена, например, в беге; единицы измерения - м/с
- б) мощность, например, при педалировании на велоэргометре; единицы измерения - ватты (Вт)
- с) сила, например, при статическом удержании груза; единицы измерения - Ньютоны (Н).

2. Объем выполняемого двигательного задания. Этим обозначается одна из следующих трех механических величин:

- а) пройденное расстояние, например в беге; единицы измерения - метры (м);
- б) выполняемая работа (в физическом смысле, например, при вращении педалей велоэргометра); единицы измерения - джоули (Дж);
- с) импульс силы (при статическом усилии); единицы измерения - Ньютон * секунды (Н*с).

3. Время выполнения (единицы измерения - секунды (с)).

Показатели интенсивности, объема и времени выполнения двигательного задания называются эргометрическими показателями. Если величина времени, объема и интенсивности двигательного задания соответствуют друг другу, то при разных вариантах задания получаются совпадающие результаты. Это так называемое правило обратимости двигательных (эргометрических) заданий.

Эргометрические зависимости. Результаты в разных эргометрических заданиях (например, достижениях на разных дистанциях) связаны между собой. Существуют три эргометрические зависимости:

- 1) "объем задания - время" (в видах спорта циклического характера дистанция - время);
- 2) "интенсивность задания - время" (в частном случае "скорость - время");
- 3) "интенсивность задания - объем задания" ("скорость - дистанция").

Наиболее интересны две первые из них, которые в циклических видах спорта в широком диапазоне дистанций имеют прямолинейную зависимость (между длиной дистанции и рекордным временем), а связь "скорость - время" выражается

криволинейными зависимостями.

Зависимость "дистанция - время" может быть описана уравнением вида

$$D = a + bt \quad (1)$$

где D - длина дистанции (м), t - время ее прохождения (с), a, b - константы (рис.1).

На графике a равно величине отрезка, отсекаемого по оси ординат прямой, b - тангенсу угла наклона "линии рекордов" кандидат оси абсцисс. Константа b имеет размерность скорости (м/с) и характеризует так называемую критическую скорость.

При содержательной интерпретации математических зависимостей, описывающих кривые рекордов, обычно опираются на анализ путей по-ставки энергии, необходимой для передвижения по дистанции. Общая величина поставленной энергии будет равна:

$$E = a' + b't \quad (2)$$

где E - суммарная величина поставленной энергии,

t - предельная продолжительность эргометрического задания,

a' - анаэробная продукция (Дж),

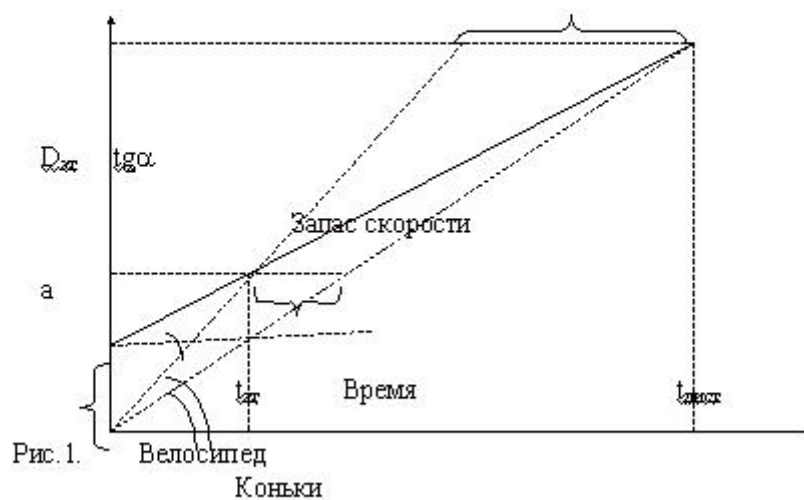
b' - скорость поставки энергии из аэробных источников (Вт или кал/мин).

При этом в состав анаэробной продукции условно включается энергия, обеспечиваемая с участием кислорода, резервированного в организме.

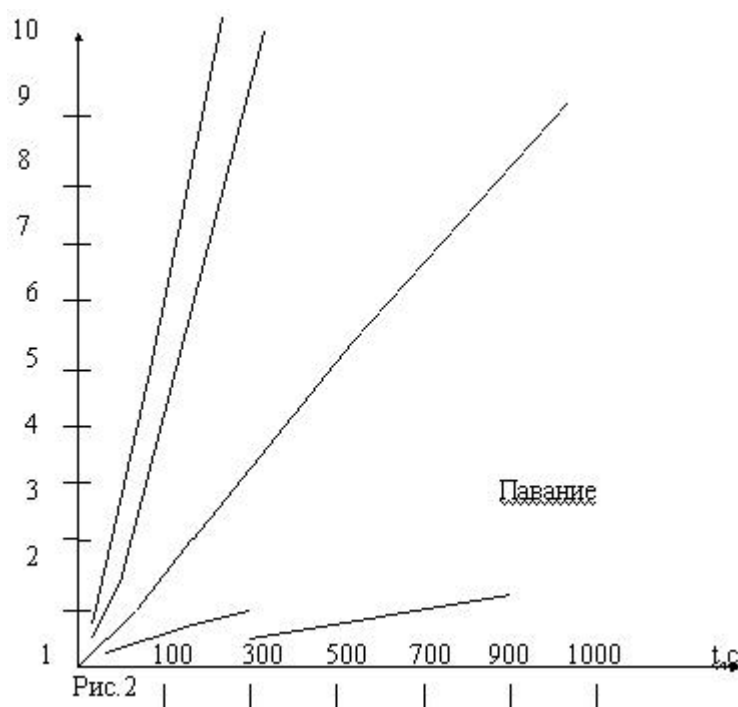
Видно, что уравнение (1) совпадает с уравнением (2). На этом основании считают, что коэффициент a в уравнении (1) отражает объем эргометрического задания, которое может быть выполнено за счет источников энергии, на выполняемых в процессе упражнения (в циклических локомоциях это так называемая дистанция анаэробных резервов); коэффициент характеризует интенсивность задания, при которой анаэробная энергопродукция максимальна. В циклических локомоциях с участием большого числа мышечных групп коэффициент соответствует так называемой критической скорости, т.е. скорости, при которой имеет место максимальное потребление кислорода. Критическая скорость меньше действительной - абсолютной. Последняя есть отношение пройденной дистанции ко времени ее прохождения (рис.2).

Дистанция

Индекс выносливости



Бег



Зависимость скорость - время в первом приближении может быть получена в результате преобразования уравнения (1). Поскольку средняя скорость на определенной дистанции равна частному от деления длины дистанции (D) на время (t), можно на основе уравнения (1) записать:

$$v = D / t = a / t + b$$

График этого уравнения представлен на рис.3. Если данный график представить в логарифмическом масштабе, то эта зависимость распадется на четыре прямолинейных участка, каждый из которых соответствует группе дистанций, которые в свою очередь, относятся к четырем зонам относительной мощности: максимальной, субмаксимальной, большой и умеренной.

Измерение выносливости на основе эргометрических зависимостей.

Измеряемые в эргометрических заданиях показатели выносливости бывают: относительными (латентными) и абсолютными (или явными).

В показателях первой группы учитывается влияние на результат не только выносливости, но и других факторов: уровня силы, скорости, владения техникой.

Показатели второй группы измеряют выносливость, так сказать "в чистом виде".

Наиболее общим из относительных показателей является критическая скорость (коэффициент b в уравнении (1)). Его достоинство - ясный физиологический смысл.

Можно придумать довольно много других латентных показателей, но следует подчеркнуть, что все они не будут нести какой-то новой информации, помимо той, что уже содержится в эргометрических зависимостях.

5.5. онтогенез моторики

Онтогенезом моторики называется изменение движений и двигательных возможностей человека на протяжении всей его жизни. Известно, что развитие моторики определяют два фактора - созревание и научение. Под научением понимают освоение новых форм движений или совершенствование в них под влиянием специальной практики, обучения или тренировки.

Созревание - наследственно обусловленные изменения анатомического строения и физиологических функций человека. Взаимодействие созревания и научения определяют онтогенез моторики.

Двигательный возраст характеризует средние показатели развития моторики у людей одного возраста.

Двигательный возраст можно определить следующим образом: измеряют результаты в каких-либо двигательных заданиях большой группы детей одного возраста и рассчитывают средние достижения, которые они показывают. Зная результаты отдельного ребенка, можно установить, какому возрасту в среднем соответствует

данный результат. Детей, у которых двигательный возраст опережает календарный, называют двигательными акселератами. Детей, у которых двигательное развитие отстает, называют двигательными ретардантами.

Например, двигательный возраст был определен в прыжках в длину с места, причем результатам 170 180 190 200 см соответствовал двигательный возраст:

12-5 13-4 14-2 14-10

Из указанного соотношения видно, что результат 180см показывают дети в среднем в 13 лет 4 месяца и наоборот, дети в 13 лет 4 месяца в среднем показывают результат в прыжках в длину с места 180 см. Дети этого возраста, показавшие больший результат, например, 190см, называются двигательными акселератами (в этом упражнении), а показавшие результат ниже 180см - двигательными ретардантами.

Акселераты в одних двигательных заданиях могут быть ретардантами в других. полные ретарданты и акселераты встречаются редко.

Замедленное развитие моторики ребенка, вызванное неблагоприятными условиями (болезнью, травмой, плохим питанием), выравнивается за счет более ускоренных темпов развития организма и возвращается в свой канал развития. Такое свойство живых организмов носит название канализирования или гомеореза (в отличие от гомеостаза).

Прогноз развития моторики. Задача прогноза двигательной одаренности является наиболее важной в проблеме отбора. Сюда входят такие вопросы, как:

- 1) начальных отбор спортивной специализации - спортивная ориентация;
- 2) отбор в ДСШ;
- 3) комплектование команды, формирование спортивного коллектива;
- 4) спортивная селекция - выбор спортсменов в сборные команды страны для участия в соревнованиях высокого ранга.

Ответы на поставленные вопросы возможны при оправданном прогнозе развития моторики. Прогноз спортивных способностей может быть сделан на основе изучения либо стабильности показателей моторики, либо наследственных влияний.

Основой прогноза индивидуального развития человека является изучение стабильных показателей. Предположим, были измерены скорость бега, сила и выносливость у группы восьмилетних детей. Что будет с ними через 10 лет и сохранят ли сильные и выносливые свои преимущества перед сверстниками? То есть на сколько стабильны характеристики организма и личности в процессе развития ребенка и юноши?

Значение признака в детские годы называют ювенильными, в конце наблюдаемого периода (у взрослых детей) - дефинитивными. Для оценки стабильности рассчитывают коэффициенты корреляции между ювенильными и дефинитивными показателями - коэффициенты стабильности.

Интересные данные получены в результате шестилетних наблюдений за группой юных пловцов в процессе многолетней тренировки - с 11 лет (III спортивный разряд) до 16 лет, когда большинство из них стали кандидатами в мастера спорта СССР по плаванию.

Наиболее высокая стабильность тенденций индивидуального развития обнаружена у показателей длины и веса тела, подвижность в суставах, аэробной выносливости (мощность и емкость аэробных процессов), о чем свидетельствуют спортивные результаты в плавании на средние дистанции.. Несколько меньшей стабильностью, которая, однако, увеличивается с возрастом, обладают следующие показатели: силовые характеристики, длина скольжения (обтекаемость, плавучесть, равновесие в воде), суммарное время проплывания теста 4х50м с максимальной скоростью и убывающими интервалами отдыха (как показатель долгих возможностей), результат в плавании на 50м как показатель, характеризующий анаэробную гликолитическую мощность, результаты в плавании на 100 и 200м.

При спортивной селекции, например, при отборе в сборные команды страны приходится решать вопрос о сравнении достижений и потенциальных возможностей спортсменов разного возраста. Например, если два спортсмена впервые в жизни толкнули ядро на 19м, но одному из них 20 лет, а второму 30 лет, то резонно думать, что первый из них гораздо более перспективен. Можно составить таблицы достижений равной значимости для спортсменов разного возраста и на их основе осуществить спортивную селекцию. Для этого надо:

- 1) определить возрастные пределы, в которых демонстрируются наивысшие достижения в данном виде спорта;

2) прогнозировать уровень результатов финалистов ближайших олимпийских игр;
3) на основе данных спортивной статистики определить средние темпы роста достижений у спортсменов, ставших ведущими в своем виде спорта (с учетом возраста). Такая работа была проделана в легкой атлетике и плавании польскими исследователями (1969, 1970 гг.). Она послужила основой для раз-работки селекционных критериев к Олимпиаде 1972 г. Например, в 1968г. 18-летний юноша, показавший результат в плавании 100м вольным стилем 57.0, рассматривался как потенциальный столь же ценный кандидат в сборную команду 1972г, что и 14-летний подросток с результатом около 1.03.0. На основе подобных статистических данных были составлены таблицы нормативов для селекции кандидатов в сборные команды. Вопрос наследственности спортивных (в частности, двигательных) способностей тесно связан с перспективами прогноза индивидуальных достижений в спорте. Наследственные влияния, в частности, морфологических признаков таких, как рост, конституция и т.п., проявляются как воздействие генетических факторов (корреляция между ростом родителей и детей обычно находится на уровне 0,5). Наследуемы ли в какой-то степени собственно двигательные способности? В данном направлении существуют четыре варианта исследований:

- 1) изучение родословных (показано, что в среднем у 50% детей выдающихся спортсменов можно ожидать наличие выраженных спортивных способностей не обязательно в том виде спорта, в котором достигли успеха их родители);
- 2) исследование статистических связей между двигательными возможностями детей и родителей (коэффициенты корреляции между движениями отцов и детей, продемонстрированных ими в одном и том же возрасте в беге на 100 ярдов - 0,49, в прыжках в длину с места - 0,8);
- 3) изучение зависимости между двигательными способностями с од-ной стороны, и каким-либо показателем (так называемым маркером), заведомо передающимся по наследству (например, группой крови), с другой стороны;
- 4) исследование близнецов.

Рассмотрим последний метод более подробно, поскольку он обладает богатыми возможностями для изучения наследственных признаков в широком диапазоне проявления спортивных способностей и наследуемости близнецов. Как известно, монозиготные (однойяцевые) близнецы (МБ) наследственно тождественны, дизиготные (двухяцевые) (ДБ) - различны. Совпадение (конкордантность) или несовпадение (дискордантность) тех или иных признаков у них служит надежной основой для определения наследуемости обусловленных свойств. Есть несколько направлений в исследовании близнецового метода:

а) Определение конкордантности в отношении занятий спортом. оказалось, что у МБ было лишь 6% случаев, когда один из близнецов занимался спортом, а второй - нет. У ДБ дискордантность достигала 85%. Что касается видов спорта (л/а, футбол и др.), то конкордантность была у МБ в 83% случаев, у ДБ лишь в 31%. Одну и ту же специализацию в рамках данного вида спорта (например, бег 400м в легкой атлетике или амплуа вратаря в футболе) избрали 87% среди МБ и 66% среди ДБ. Наконец, примерно равных спортивных достижений добились 70% МБ и 22% ДБ.

б) Конкордантностью двигательных возможностей и физиологических показателей - расчет коэффициентов наследуемости.

Индекс наследуемости характеризует долю генетической вариации в общей вариации изучаемого признака. Так, например, у детей 7-13 лет максимальные величины потребления кислорода на 93,4% обусловлены гинетически, максимальная чистота сердечных сокращений на 85,0%.

Для спортивной ориентации были выявлены следующие признаки, находящиеся под значительным контролем наследственных факторов (Л.П.Сергиенко, 1977). Эти признаки приводятся в порядке убывания генетических факторов.

1. Антропометрические показатели.

а) длина тела; б) длина нижних конечностей; в) длина верхней части тела; г) окружность верхних и нижних конечностей и груди; д) вес; е) длина верхних конечностей.

2. Гибкость в суставах (плечевых, тазобедренных).

3. Латентное время двигательной реакции (для ответного движения рукой, ногой).

4. Аэробная производительность.

5. Скоростно - силовые тесты:

а) прыжок в длину с места; б) бег 30м; в) прыжок в длину с разбега.

6. Относительная мышечная сила.

7. Максимальная чистота сердечных сокращений.

8. Быстрота одиночного движения.

Эффективность отбора. прогнозирование потенциальных спортивных достижений основано как на изучении стабильности, так и выявлении роли генетических факторов.

Оценка эффективности отбора возможна при наличии теста или группы тестов, показывающий высокую корреляцию между ювенильными значениями теста и критерием, в качестве которого надо брать дефинитивные показатели спортивного результата (рис.14).

Рассмотрим рис.1 на котором изображена схема классификации в процессе отбора: линия АВ показывает, что на основании критерия в данном тесте (область значений, лежащих правее) можно оценить наиболее способных в будущем спортсменов; линия ВГ и область, лежащая выше, не позволяет выбрать спортсменов, показавших наилучшие достижения в контрольном тесте. При этом все кандидаты, проходящие процедуру отбора, классифицируются на четыре группы:

1 - способные, которых отобрали для дальнейших занятий,

2 - неспособные и отчисленные,

3 - способные, которых по ошибке отчислили,

4 - неспособные, которых по ошибке отобрали в число способных.

Эффективность отбора будет, очевидно, тем выше, чем больше испытуемых попадет в группы 1 (правильно зачисленные) и 2 (правильно отсеянные) и чем меньше - в группы 3 (неправильно отсеянные) и 4 (не-правильно зачисленные).

Здесь встает несколько вопросов:

1. Чему равна эффективность отбора?

2. Каков должен быть классификационный норматив (т.е. на каком уровне должна пройти линия ВГ, чтобы отбор был уравновешенным)?

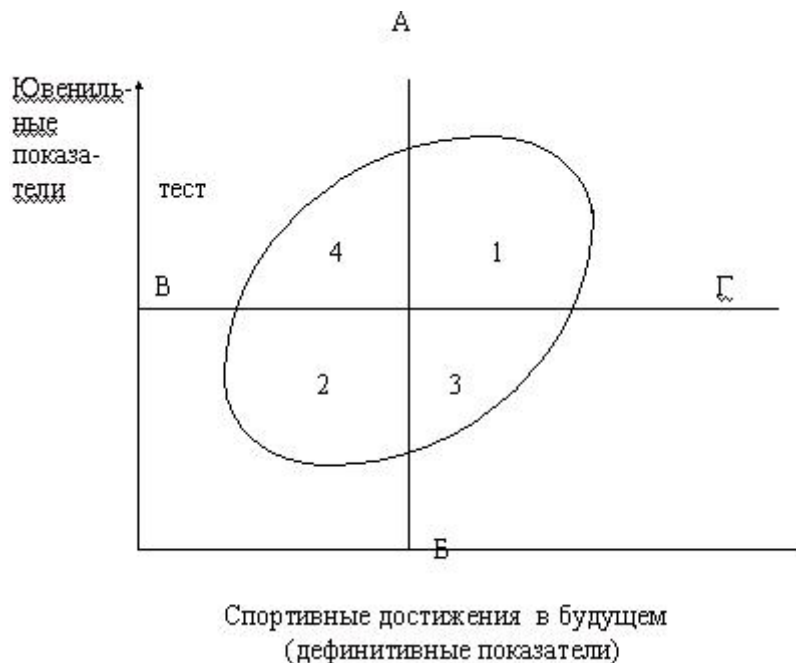


Рис.14. Схема классификации в процессе отбора

3. Сколько кандидатов надо просмотреть, чтобы добиться желаемой эффективности?

Введем понятия коэффициента эффективности и коэффициента выбора. Коэффициент эффективности равен доле правильно отобранных (принятых, зачисленных) кандидатов среди общего числа отобранных. Этот коэффициент имеет две разновидности:

а) коэффициент эффективности без использования тестов отбора:

$$S_0 = \frac{1+3}{1+2+3+4} = \frac{1+3}{N}$$

где N - общее число кандидатов, цифрами 1,2,3,4 обозначена численность людей, попавших в каждую из отмеченных классификационных групп;

б) коэффициент эффективности при использовании тестов отбора 1

$$S_1 = \frac{1+4}{1+4}$$

Коэффициент выбора - для отобранных среди общего числа кандидатов:

$$P_s = \frac{1+4}{N}$$

Рассмотрим, насколько процедура отбора повышает эффективность. Рассчитаем коэффициент эффективности в случае использования тестов отбора S_1 . Повышение эффективности зависит от коэффициента выбора и исходного коэффициента эффективности. Исходная номограмма Тейлора - Рассела дает возможность рассчитать по известным значениям S_0 и P_s величину коэффициента эффективности S_1 .

Так при заданных значениях $S_0 = 0,05$ и $P_s = 0,10$ составляет около 0,4. Другими словами, если в каком-либо случае способные составляют лишь 5% всех кандидатов, а мы отбираем каждого десятого из числа просмотренных ($P_s = 0,10$), то в отобранной группе будет около 40% действительно способных спортсменов. Отбор в этом случае повысил эффективность в 8 раз ($0,4 : 0,05 = 8$).

Задание: по номограмме Тейлора - Рассела определить величину коэффициента эффективности в случае использования тестов отбора S_1 при заданных значениях коэффициента эффективности S_0

Таблица 1.

Варианты заданий для расчета коэффициента выбора

Варианты	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
S_0	0,05	0,11	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,3
P_s	0,2	0,1	0,4	0,2	0,6	0,1	0,4	0,2	0,4	0,1

Определить, во сколько раз повысилась эффективность отбора при использовании тестов отбора.

5.6. Оценка эффективности спортивной деятельности

Эффективность спортивной техники это степень близости выполнения движения данным спортсменом к рациональному варианту. Выделяют три группы показателей эффективности техники:

1) Абсолютная эффективность оценивается путем сопоставления техники данного спортсмена с образцом - наиболее рациональным вариантом техники, определенным на основе биомеханических, физиологических, психологических и эстетических соображений. В циклических локомоциях абсолютная эффективность определяется путем сопоставления характеристик выполненного движения с некоторым идеалом. Например, одним из показателей эффективности техники в плавании и гребле служить может степень отклонения от равномерной скорости передвижения. На рис.15 показано, что с увеличением скорости академической гребли уменьшается падения скорости внутри цикла движения.

1) Абсолютная эффективность оценивается путем сопоставления техники данного спортсмена с образцом - наиболее рациональным вариантом техники, определенным на

основе биомеханических, физиологических, психологических и эстетических соображений. В циклических локомоциях абсолютная эффективность определяется путем сопоставления характеристик выполненного движения с некоторым идеалом. Например, одним из показателей эффективности техники в плавании и гребле служить может степень отклонения от равномерной скорости передвижения. На рис.1 показано, что с увеличением скорости академической гребли уменьшается падения скорости внутри цикла

2) Сравнительная эффективность определяется на основе сравнения техники движения спортсменов разного уровня, за образец техники берется техника спортсмена высокой квалификации. Признаки техники, которые изменяются с ростом спортивного мастерства, называются дискриминативными (различительными).

Применяемый метод дискриминативных признаков основан на выявлении признаков техники, обладающих диагностической информативностью (максимально различающиеся по t - критерию признаки берутся как информативные). Показателями сравнительной эффективности можно пользоваться в том случае, если сильнейшие спортсмены применяют один и тот же вариант спортивной техники.

Существуют два подхода определения дискриминативных признаков: а) сравнение показателей техники спортсменов высокой и низкой квалификации; б) расчет показателей корреляции и уравнений регрессии между спортивным результатом, с одной стороны, и показателем техники - с другой.

3) Реализационная эффективность (эффективность реализации) определяется при сопоставлении показанного спортсменом результата либо с тем достижением, которое он по уровню своих двигательных качеств может показать, либо с затратами энергии и сил при выполнении оцениваемого спортивного движения.

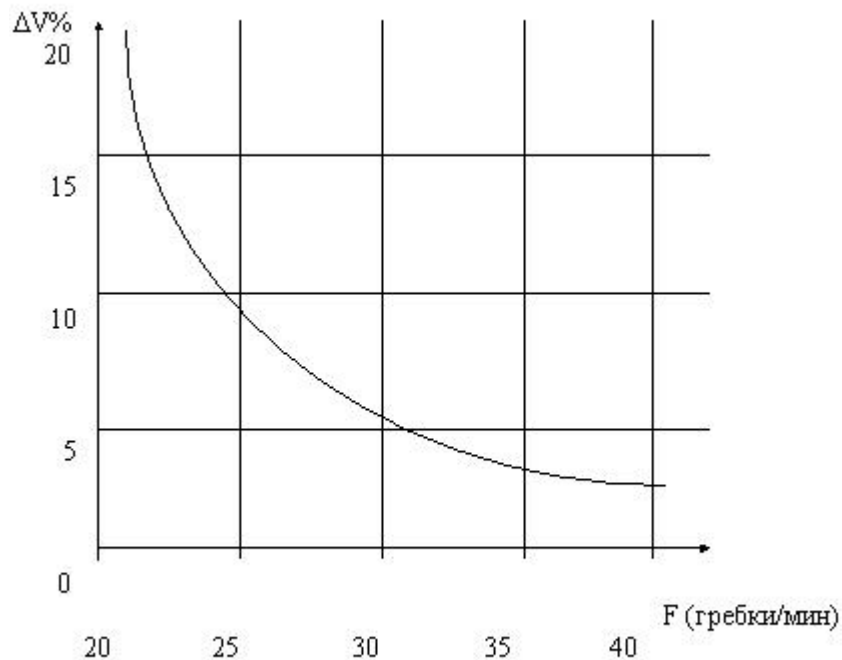


Рис. 15. Зависимость изменения внутрициклового скорости от темпа гребли

В первом случае реализационную эффективность техники можно оценить, сравнивая действительный результат спортсмена с тем достижением, на которое он может рассчитывать, исходя из своей физической подготовленности (так называемого "должного результата"). Разность "должный результат минус действительный" или отношение "действительный результат / должный результат" используют как показатель реализационной эффективности. Должный результат определяется обычно с помощью уравнений регрессии. Показателем эффективности в этом случае является так называемый регрессионный остаток, т.е. разность между действительным и должным результатом.

Во втором случае определяют функциональную экономизацию. При сравнении бегунов разной квалификации при беге с постоянной скоростью выясняется, что спортсмены

низкой квалификации имеют больший импульс силы взаимодействия с опорой за счет больших вертикальных колебаний ОЦМ, чем бегуны высокой квалификации.

Рассмотрим применение аддитивной модели при реализационной эффективности техники в барьерном беге. Применение аддитивной модели возможно тогда, когда спортивный результат определяется суммарным (аддитивным) действием техники и ряда факторов - силы, быстроты и т.д. В этом случае предполагается линейная связь между результатами в различных упражнениях. Рассмотрим графическое изображение спортивного результата от достижения в тесте (рис.16).

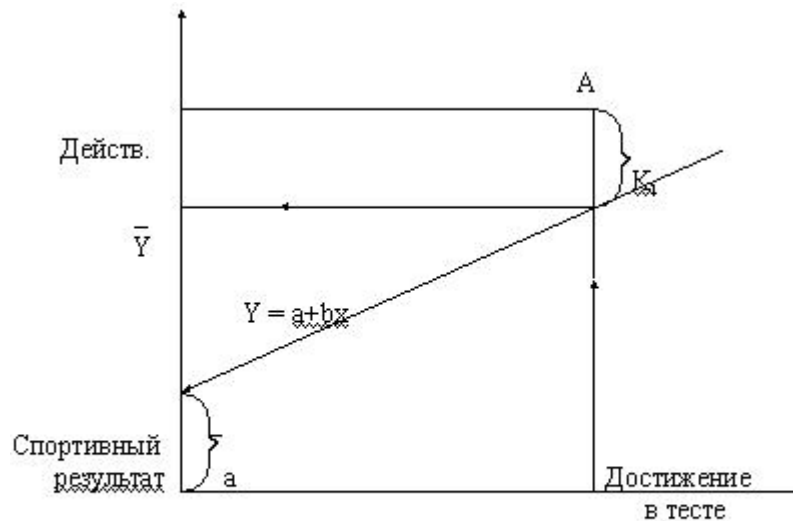


Рис.16. Графическое изображение зависимости спортивного результата от достижений в тесте.

5.6. Анализ и обработка данных динамометрии

Анализ данных проводят на основании следующего алгоритма:

1. Оценивают правильность и качество записи;
2. Вычисляют масштаб силы и времени;
4. Вычисляют производные динамические характеристики: скоростно - силовые индексы, коэффициент реактивности, ускорения, скорости и перемещения ОЦМТ, угол отталкивания.

Рассмотрим несколько примеров подобного анализа:

Анализ динамограммы прыжка с места из предварительного приседа

Смотри рис.17.

1. Первичная обработка динамограммы и оценка правильности записи в целом.
 - а) Провести нулевую линию, т.е. прямую, соответствующую незагруженной платформе. При этом убедиться, что участки кривой, где $F=0$, лежат на одном уровне.
 - б) провести через всю динамограмму прямую на уровне, соответствующем весу спортсмена ($F=P$).
 - в) Отметить точки, где кривая силы имеет ярко выраженные изломы или пересекается линиями $F=0$ и $F=P$.
 - г) Провести перпендикуляр из точки максимальной силы на линию веса.
2. Выявить фазовый состав прыжка, т.е. выделить на динамограмме следующие временные интервалы:
 - $t_{оп}$ - длительность опорной фазы от начала движения (т.1) до отрыва от опоры (т.5);
 - $t_{пол}$ - длительность фазы полета от момента отрыва от опоры (т.5) до момента касания опоры (т.7).

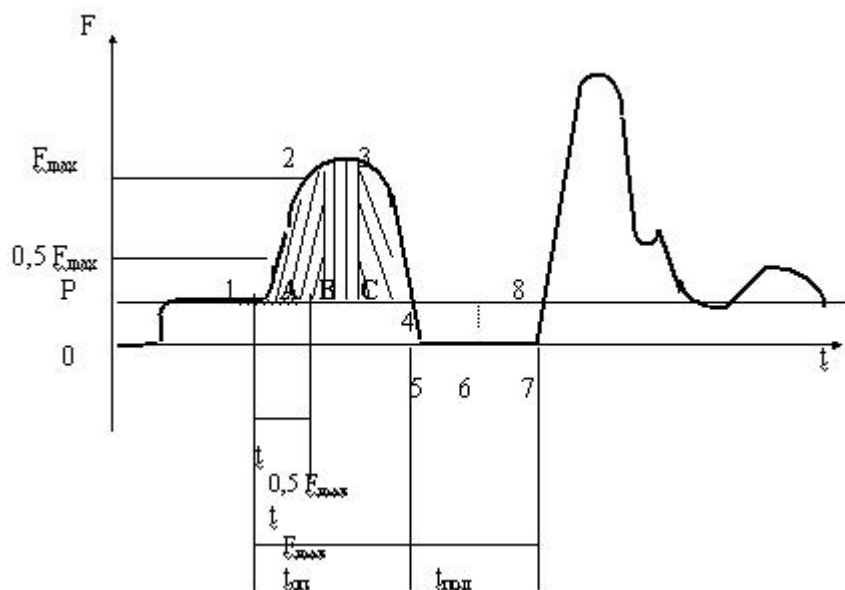
3. Вычислить масштаб времени и силы.

а) Масштаб времени: если скорость записи $V=125$ мм/с, то лента передвинется на 1 мм за время $t = 1 / 125 = 0,008$ с. В этом случае масштаб времени $m_t = 1 / V = 0,008$ с/мм. Масштаб силы: если под действием эталонного груза $F_{эт} = 10$ кг перо самописца (или световой луч осциллографа) сместится в вертикальном направлении на $1 F_{эт} = 2$ мм, значит смещение, равное 1 мм, будет соответствовать силе, равной

$$m_F = \frac{F_{эт}}{1} = \frac{10}{2} = 5 \text{ кг}$$

т.е. масштаб силы $m_F = 5$ кг/мм.

Рис. 17. Диаграмма прыжка вверх с места из предварительно го приседа.



4. Измерить и вычислить первичные временные и силовые показатели.

а) максимальная сила отталкивания

$$F_{max} = l_{F_{max}} * m_F,$$

где $l_{F_{max}}$ - длина отрезка (в мм), соответствующего максимальной силе отталкивания.

б) Длительности выделенных фаз и временных отрезков

- 1) $t_{\text{оп}} = l_{\text{оп}} * m_A$;
- 2) $t_{\text{пол}} = l_{\text{пол}} * m_A$;
- 3) $t F_{\text{max}} = l F_{\text{max}} * m_A$
- 4) $t_{0,5 F_{\text{max}}} = l_{0,5 F_{\text{max}}} * m_A (c)$,

где символом l с индексом обозначена длина в миллиметрах соответствующего отрезка.

в) импульс силы $J_F = S_F * m_E * m_A$, где S_F - площадь, заключенная под кривой опорной реакции (заштрихована), измеренная в мм^2 .

способ вычисления площади зависит от формы кривой. В данном случае ее можно вычислить как сумму площадей трех фигур: треугольников A и C и прямоугольника B . Импульс силы будет равен полученной площади, умноженной на масштаб силы и времени:

$$S_F = S_A + S_B + S_C; \quad J_K = S_F * m_E * m_A (Hc)$$

5. Вычислить производные динамические характеристики:

а) показатель взрывной силы - скоростно - силовой индекс J :

$$J_{\text{max}} = \frac{F_{\text{max}}}{t F_{\text{max}}}$$

б) показатель стартовой силы - скоростно - силовой индекс Q :

$$Q = \frac{0,5 F_{\text{max}}}{t_{0,5 F_{\text{max}}}}$$

в) коэффициент реактивности R :

$$R = \frac{F_{\text{max}}}{t_{\text{оп}} * P}$$

где P - вес спортсмена;

г) высота прыжка H :

$$H = \frac{g (t_{\text{пол}} / 2)^2}{2} = \frac{g t_{\text{пол}}^2}{8}$$

где $g = 9.8 \text{ м/с}^2$

Анализ динамограммы прыжка вверх с места

Динамограмма (рис.18) отличается от представленной на рис.17 наличием отрицательного импульса, вызванного силой инерции, возникающей при быстром подседе. Общая схема анализа аналогична предыдущей. Для оценки эффективности подседа дополнительно вычисляют такие производные характеристики, как максимальное ускорение и скорость подседа, а также сопоставляют величины отрицательного и положительного импульсов (см. заштрихованные площади).

1. Определение отрицательного импульса $J_F^-, (кг * c)$

$$J_F^- = S_F^- * m_E * m_A (кг * c),$$

где S_F^- - площадь отрицательного импульса, заключенная под кривой 1-2-3, измеренная в мм^2 .

2. Определение положительного импульса в фазе амортизации J_F^+ , которая заканчивается в момент максимального сгибания коленей

$$J_F = S_F * m_F * a (кг * с),$$

где S_F - площадь фигуры 3-4'-4.

3. Сопоставление импульсов J_F и J_F' : полученные площади S_F и S_F' должны быть равны.

4. Определение максимального ускорения подседа a_{max} . Ускорение максимально в момент достижения максимальной разгрузки платформы и может быть определено из уравнения:

$$F'_{max} = P + ma,$$

где F'_{max} - максимальная сила в отрицательном импульсе (т.е. импульсе, направленном против силы тяжести):

$$a = \frac{F'_{max} - P}{m}$$

5. Определение максимальной скорости подседа (скорость подседа максимальна в момент окончания подседа в t_3):

$$V_{max} = V_0 + a_{cp} t_{подс},$$

где V_0 - начальная скорость движения ОЦМТ; в данном случае $V_0=0$; $t_{подс}$ - длительность фазы подседа (т.1-3); a_{cp} - средняя величина ускорения в фазе подседа.

Исходя из соотношения $F=ma$, определим:

$$a_{cp} = \frac{F_{cp}}{m}; \quad F'_{cp} = \frac{J_F'}{t_{подс}}$$

$$\text{следовательно, } a_{cp} = \frac{J_F'}{m t_{подс}}$$

Анализ углов отталкивания по диаграмме прыжка в длину с места (из приседа)

Рассмотрим рис.19: а - вертикальная (F_y) составляющая опорной реакции; б - горизонтальная (F_x) составляющая опорной реакции.

Угол отталкивания может быть определен разными способами и в разные моменты времени. В данной работе определим угол отталкивания α в момент, когда горизонтальная составляющая опорной реакции максимальна (рис.20).

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{F_x}{F_{x_{max}}}$$

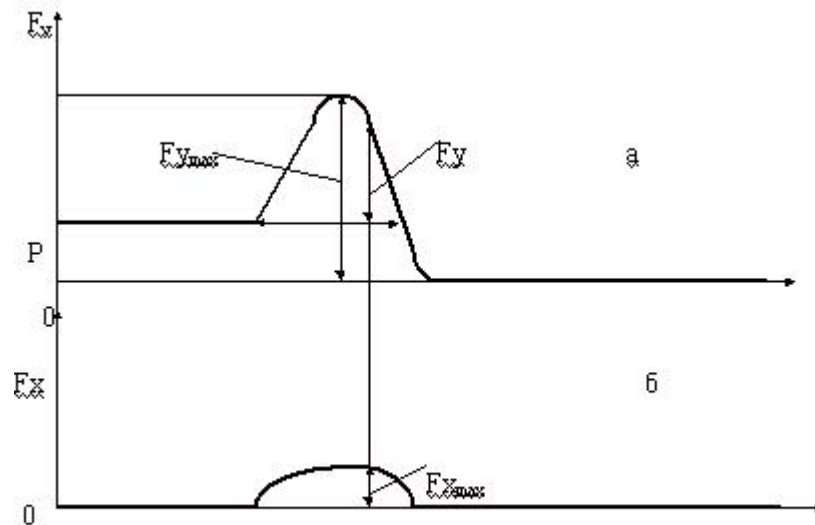


Рис. 19.

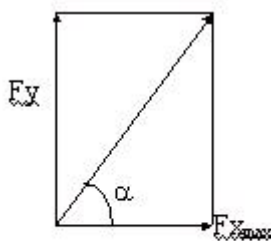


Рис. 20

Расчетно - графические работы

Выполнение расчетно - графических работ направлено на приобретение студентами практических навыков проведения биомеханического обоснования спортивных движений в физических упражнениях на основе системного подхода к изучению движений.

Расчетно - графические работы предусматривают:

- получение и обработку экспериментальных данных с использованием современных методик и оборудования;
- сравнение и обоснование движений биомеханических характеристик, биомеханической системы;
- общую биомеханическую и педагогическую оценку движений спортсмена;

- результаты расчетно - графических работ оформляются в виде расчетных и экспериментальных таблиц и графиков с анализом ДВИЖЕНИЙ, общими выводами, обоснованиями.

РАСЧЕТНО - ГРАФИЧЕСКАЯ РАБОТА №1

ОЦЕНКА СТАТИСТИЧЕСКОГО ПОЛОЖЕНИЯ СПОРТСМЕНА

Основная задача: научиться определять основные массы, инерционные характеристики и условия статического положения.

Исходные данные:

- схема положение тела спортсмена , спортивного снаряда в статическом положении в соответствии со специализацией;
- вес тела спортсмена;
- вес спортивного снаряда;
- антропометрические данные спортсмена;

- масштаб изображения биокинематической схемы (1:10);

Ход работы: определение ОЦТ тела графическим способом

Этап 1.

1. Измерить длину звеньев (см) как расстояние между ограничивающими звеньями центров суставов и записать в табл.1. Центр тяжести звена - это воображаемая точка, к которой приложена равнодействующая сил тяжести всех частиц звена. Опытным путем (О.Фишер, Н.А.Бернштейн) бы-ли определены средние данные о весе звеньев тела и о положении их центров тяжести. Если принять вес тела за 100%, то вес каждого звена может быть выражен в относительных единицах (%).

2. Рассчитать вес P_i (кг) всех звеньев тела: P_i

$P_i = \frac{P_t \cdot \text{Ротн}}{100\%}$

где

P_i - абсолютный вес звена (кг);

P_t - вес тела спортсмена (кг);

Ротн - относительный вес звена (%)

3. Вычислить расстояние от центра масс (ЦМ) каждого звена до его проксимального конца:

$l_i = l_{зв} \cdot k_i$, где

$l_{зв}$ - длина звена,

k_i - коэффициент, определяющий относительно расстояние ЦМ от проксимального конца сустава.

4. Построить схематично (по основным суставам) выбранную статическую позу из своей специализации, в соответствии с размерами звеньев тела (табл.1), заменяя сантиметры на миллиметры. В результате чертежа получится собственная поза в масштабе 1:10.

5. На построенной позе отложить l_i звеньев тела (табл.1) и отметить положение ЦМ звеньев (рис.1).ЦМ кисти в расслабленном состоянии лежит в области поясно-фалангового сустава среднего пальца, в сжатом состоянии - в центре кулака. ЦМ головы находится на мысленном пересечении взаимно перпендикулярных линий, проведенных через слуховые отверстия через переносицу (в области турецкого седла). Для построения на чертеже измерить расстояние от слухового отверстия до ключичной впадины в сантиметрах и отложить на схеме.

Для стопы центр масс определить так: отрезок, равный половине длины стопы, отложить под углом 120 град. к стопе. Полученную точку соединить с концами пальцев линией, на которой найти центр масс стопы.

6. Отметить массу каждого звена в % около его центра масс. можно бы поставить и истинные массы звеньев в кг, но для определения общего центра масс достаточно знать соотношения масс. Поэтому можно обойтись процентами для более простых вычислений.

7. Определить положение общего центра масс (точка приложения равнодействующей сил тяжести всех точек тела) спортсмена. Центр тяжести звена - это воображаемая точка, в которой приложена равнодействующая сил тяжести всех частиц звена. Центр тяжести звеньев мы определяем и отмечаем крестиками на чертеже построенной позы.

Сейчас задача состоит в том, чтобы имеющиеся 14 параллельных сил тяжести звеньев тела заменить одной - результирующей по величине, равной сумме всех 14, т.е. весу тела, а по направлению параллельной им.

СХОДНЫЕ ДАННЫЕ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОБЩЕГО ЦЕНТРА МАСС ТЕЛА СПОРТСМЕНА

Таблица 1

Название звеньев	Относ. вес звена $P_{отн}$ (%)	Абсол. вес звена P_i (кг)	Длина звеньев $l_{из}$	K_i	Расст.ЦМ звена до его прокс. конца l_i (см)
Все тело	100			-	
Голова	7			-	
Туловище	43			0.44	
Правое плечо	3			0.47	
Левое плечо	3			0.47	
Правое предплечье	2			0.42	
Левое предплечье	2			0.42	
Правая кисть	1			-	
Левая кисть	1			-	
Правое бедро	12			0.44	
Левое бедро	12			0.44	
Правая голень	5			0.42	
Левая голень	5			0.42	
Правая стопа	2			0.44	
Левая стопа	2			0.44	

Точка же приложения этой результирующей и будет ОЦМ тела. Графически эту точку можно найти последовательным нахождением точек приложения равнодействующей каких-либо двух сил тяжести звеньев. Воспользуемся правилом определения равнодействующей 2-х параллельных сил, т.е. сложением двух векторов (рис.21).

положение точки С на прямой находится определением отрезка АС или ВС.

Положение ОЦТ тела зависит от его позы. Поэтому, при последовательном сложении центров масс двух звеньев тела можно брать любые пары, но учитывая парные конечности и то, что силы тяжести головы с туловищем (соответствуют 50%) равны силам тяжести рук и ног, удобнее определить ОЦТ одной руки (сложить последовательно силу тяжести кисти с предплечьем по методу на рис.21; полученную точку аналогично сложить с силой тяжести плеча), определить ОЦТ другой руки, определить ОЦТ обеих рук, определить ОЦТ одной ноги, затем другой и обеих ног вместе. Найти ОЦТ головы и туловища и ОЦТ рук и ног, соединить найденные точки прямой линией. Середина этой линии и будет общим центром масс (общим центром силы тяжести) тела спортсмена в данной позе.

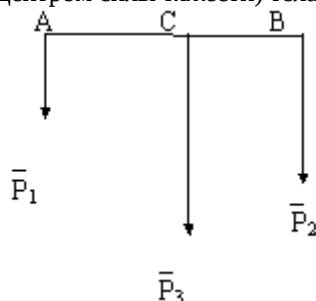


Рис. 21 Нахождение равнодействующей двух параллельных сил

С - точка приложения равнодействующей силы

$$\overline{P_3} = \overline{P_1} + \overline{P_2}$$

$$\frac{AB}{AC} = \frac{P_2}{P_1 + P_2}$$

$$\frac{AB}{BC} = \frac{P_1}{P_1 + P_2}$$

Этап 2. Определение ОЦТ тела спортсмена аналитическим способом

- 1. На схеме Рис.22. провести оси координат (X,Y).
- 2. Измерить горизонтальную (xi) и вертикальную (yi) координаты ЦТ звеньев, значения занести в табл.2.

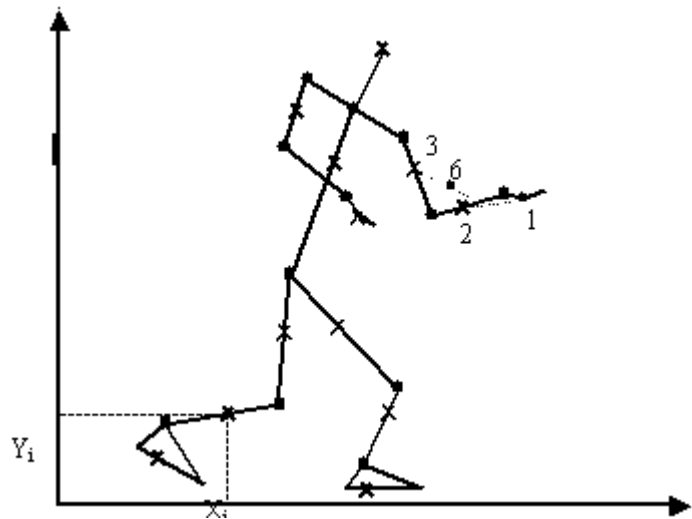


Рис. 22

РАСЧЕТ КООРДИНАТ ОЦТ ТЕЛА СПОРТСМЕНА Таблица 2

Название звеньев	Абс.вес зв.Рi (кг)	Xi(мм)	Yi(мм)	Pi, Xi(кг,мм)	Pi, Yi(кг,мм)
Все тело					
Голова					
Туловище					
Правое плечо					
Левое плечо					
Правое предплечье					
Левое предплечье					
Правая кисть					
Левая кисть					
Правое бедро					
Левое бедро					
Правая голень					
Левая голень					
Левая стопа					
спортивный снаряд					
	ΣP_i			$\Sigma P_i X_i =$	$\Sigma P_i Y_i =$

- 3. Вычислить значения горизонтальных моментов статических сил $P_i X_i$ и вертикальных моментов статических сил $P_i Y_i$, действующих на все звенья, относительно осей X и Y.
- P_i - абсолютный вес звена,

X_i - расстояние от ЦТ звена до вертикальной оси,
 Y_i - расстояние от ЦТ до горизонтальной оси.

4. Найти сумму абсолютных весов звеньев тела и веса спортивного снаряда.
 $\sum P_i = P_T + P_{\text{сна}}$

5. Найти сумму горизонтальных и вертикальных моментов сил, действующих на звенья тела и спортивные снаряды.
 $\sum P_i X_i$; $\sum P_i Y_i$;

6. Найти горизонтальную и вертикальную координаты ОЦТ тела спортсмена.

$$X = \frac{\sum P_i X_i}{\sum P_i}, E = \frac{\sum P_i Y_i}{\sum P_i}, \text{ где}$$

P_i - абсолютный вес звена тела спортсмена,
 X_i - горизонтальные координаты ЦТ звена,
 Y_i - вертикальные координаты ЦТ звена,
 X, Y - координаты ЦТ

7. Отметить положение ОЦТ на схеме (Рис.1.)

8. Определить координаты ОЦТ, найденные графическим способом в данной системе координат и вычислить абсолютную и относительную погрешность способов определения ОЦТ тела спортсмена.

$$\Delta X = X - X_{\text{гр}}, \Delta Y = Y - Y_{\text{гр}}$$

$$\Delta X_{\text{отн}} = \frac{\Delta X}{X} * 100\%, \Delta Y_{\text{отн}} = \frac{\Delta Y}{Y} * 100\%$$

Этап 3. оценка устойчивости положения тела в постоянной статической позе

1. Определить площадь опоры по горизонтальной оси X (Рис.22).

2. Соединить ОЦТ с краями площади опоры и опустить перпендикуляр из ОЦТ на опору.

3. Измерить длину площади опоры (l), длину опоры вперед (l_1) и на-зад (l_2), высоту расположения ОЦТ (H). Значение умножить на величину обратную масштабу (0.01м) и записать в табл.3.

5. Оценить устойчивость положения тела спортсмена по углу устойчивости. Он образован линией действия силы тяжести и линией, соединяющей ОЦТ с краем площади опоры. Это граничный угол, на который можно повернуть тело до сохранения его положения (ограничено устойчивым состоянием равновесия). Если угол устойчивости не менее 5 град., то положение принято считать устойчивым. При угле устойчивости более 5 град. тело находится в ограниченно устойчивом равновесии. При положении ОЦТ ниже площади опоры тело будет находиться в устойчивом состоянии.

ПОКАЗАТЕЛИ УСТОЙЧИВОСТИ СПОРТСМЕНА

Таблица 3

ОЦТ H (м)	Размер площади опоры (м)	Положительные проекции ОЦТ (м)		Углы устойчивости (град)		Оценки устойчи- вости
		l_1	l	α	β	

Этап 4. Определение момента инерции тела спортсмена

Инертность - это свойство тела сохранять свое состояние покоя или равномерного движения. при вращательных движениях мерой инертности является момент инерции. Он равен произведению масс всех материальных точек тела на квадрат радиуса от данной точки до оси вращения:

$$J = \sum_{i=1}^n m_i * r_i^2, \text{ где}$$

J - суммарный момент инерции тела спортсмена,

m_i - массы звеньев тела (кг),

r_i - расстояние от центра масс звена по вероятной оси или точки вращения тела

n - число основных звеньев тела (14)

1. За точку опоры тела можно принять середину площади опоры тела в данной статической позе (рис.21).
2. Измерить радиусы вращения всех звеньев тела (мм), умножить на коэффициент, равный величине обратной масштабу (0,001) и записать в табл.4.
3. Вычислить моменты инерции звеньев тела $m_i r_i^2$. Моменты, вращающие тело по часовой стрелке, считать со знаком (+), а против часовой стрелки со знаком (-).
4. Определить момент суммарной инерции тела спортсмена (J).
5. Оценить устойчивость тела по величине знака (+ -) момента инерции тела. При J= 0 тело сохраняет равновесие. При J<>0 тело сохраняет статическую позу за счет работы определенных групп мышц. Выделить группы мышц, обеспечивающих сохранение положения тела в данной спортивной позе. Дать рекомендации по положению звеньев тела в данной позе спортивного движения, обеспечивающих получение оптимальных оценок.

МОМЕНТЫ ИНЕРЦИИ ЗВЕНЬЕВ ТЕЛА Таблица 4

Название звеньев	Абсолютная масса звена m_i (кг)	Радиус вращения r_i (м)	Момент инерции звена J_i (кг м ²)
Все тело			
Голова			
Туловище			
Правое плечо			
Левое плечо			
Правое предплечье			
Левое предплечье			
Правая кисть			
Левая кисть			
Правое бедро			
Левое бедро			
Правая голень			
Левая голень			
Правая стопа			
Левая стопа			
спортивный снаряд			
	$\sum m_i = P_i$		$J = m_i * r_i^2$

РАСЧЕТНО - ГРАФИЧЕСКАЯ РАБОТА №2

ТЕМА: ОЦЕНКА АНАЛИЗАТОРОВ СПОРТСМЕНА

ЗАДАЧА №1: Оценить способность анализаторов точно воспроизводить биомеханические параметры спортивного движения

Методическое оборудование:

1. лента Абалакова;
2. станковый динамометр;
3. Кистевой динамометр;
4. Тензодинамометрический комплекс "Модуль";

5. Самопишущий прибор М-320-1.

Ход работы:

I. Выполнить спортивные движения по определенной программе (методика продуцирования биомеханических характеристик):

1. с максимальным значением характеристик;
2. 1/2 от максимального;
3. 1/4 от максимального;
4. 1/2 от максимального;
5. повторить максимальные значения характеристик.

II.

1. Наклеить тензограмму;
2. Полученные результаты занести в таблицы (например, см. табл.1);
а) прыжка с лентой Абалакова (табл.1); б) становой динамометрии (табл.2); в) кистевой динамометрии (табл.3); г) тензодинамометрии (табл.4);
3. Рассчитать абсолютную и относительную погрешности, с которыми спортсмен выполнял заданную характеристику движения по формуле:

$$\Delta_{абс} = I_{аб. вел} - пол. вел,$$

$$\Delta_{отн} = \frac{abc}{зн. зад. вел} * 100\%$$

4. Сделать вывод по следующему критерию:

: 0% = < Δ_{отн.} < 5% - отлично

5% = < Δ_{отн.} < 10% - хорошо

10% = < Δ_{отн.} < 15% - удовлетворительно

для 15% = < Δ_{отн.} - неудовлетворительно

5. Дать рекомендации с учетом специфики своего вида спорта.

Таблица 1

№	Результат способ движения	ПРОГРАММА ЗАДАНИЯ				
		1	1/2	1/4	1/2	1
1	Заданный (ед.изм)					
2	Полученный (ед.изм.)					
3	Абсолютный					
4	Относительный					

ЗАДАЧА №2

1. Оценить способность к сохранению состояния равновесия (по Ромбергу)

а) в статической позе (стоя на одной ноге с закрытыми глазами, руки на поясе, носок второй ноги касается подколенной впадины),
- контроль устойчивости - время сохранения равновесия.

б) в динамическом режиме (стоя на двух ногах, руки на поясе, с вращением головой в темпе - одно вращение в секунду).
- критерием устойчивости является время сохранения равновесия.

2. Методом экспертных оценок ранжировать всех студентов группы по уровню развитости ловкости.

3. Занести данные полученные в работах № 4,5 в табл.№2.

4. Провести корреляционный анализ полученных результатов графическим способом (по вариантам).

ВЫВОД:

1. По корреляционным полям в соответствующих квадратах определить:

- а) наличие взаимосвязи;
- б) тип связи;
- в) направление связи;
- г) тесноту связи.

Таблица 2

№		Пол	Стаж занятий спортом	Разряд	Ранг инд. по ловк.	Ист.ранг
1						
2						
3						
4...						
m						

Продолжение таблицы 2

Тест Абалкова			Тензодинамометр.			Стандартный динам.		
$\Delta 1$	$\Delta 1/2$	$\Delta 1/4$	$\Delta 1$	$\Delta 1/2$	$\Delta 1/4$	$\Delta 1$	$\Delta 1/2$	$\Delta 1/4$

Продолжение таблицы 2

Кистевая динамометрия			Проба Ромберга		l
$\Delta 1$	$\Delta 1 \Delta 1/2$	$\Delta 1/4$	статич.	динамич.	

2. Дать рекомендации.

а) регистрация интервалограммы

1. Вершины 100 циклов ограничиваются рамкой.

2. Через интервал 2мм проводятся горизонтальные линии

3. Определяется количество вершин, лежащих в определенном интервале (зоне) и заносятся в табл. по зонам.

Зоны	1	2	3	4	5	6	7
Число вершин	3	5	2	32	18	14	2

Интервалогамма регистрируется на быстродействующем самопишущем приборе типа Н-320-1 путем вращения педалей на велоэргометре с ручным тормозом. Самопишущий прибор снабжен интервалагофом. В качестве источника сигнала равномерности педалирования использован герконовый датчик, состоящий из геркона и постоянного малогабаритного магнита, укрепленного на звездочке педалей. По данным таблицы строится гистограмма. С этой целью по горизонтали откладываются расстояния по 2см, соответствующие зонам в масштабе: 1 см соответствует 1 вершине, строится гистограмма. Результаты расчетно - графической работы могут быть показаны опытному тренеру для получения рекомендаций по организации тренировочного процесса. С помощью специальных методик подбирается наиболее оптимальных режим тренировки спортсмена. Через некоторое время (2-3 месяца) проводится повторное тестирование ритмовых характеристик с помощью предлагаемой методики и делаются повторные выводы о влиянии тренировки на точность анализаторов по шкале гистограмм.

Литература

1. Агашин Ф.К. Биомеханика ударных движений. - Киев, 1986.
2. Бернштейн Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологической активности. - М., 1966.
3. Берган Е. Анатомия для художников. - Будапешт, 1975.
4. Бальсевич В.К., Запорожанов В.А. Обучение спортивным движениям. - Киев, 1986.
5. Вайцеховский С.М. Методика тренировки. - В кн.: Плавание. - М., Физкультура и Спорт, 1979, с.203-253.
6. Гросс Х.Х. Методология педагогической кинезиологии. - Таллин, 1987.
7. Донской Д.Д., Зациорский В.М. Биомеханика: Учебник для институтов физической культуры. М.: Физкультура и спорт, 1979 - 264 с., ил.
8. Донской Д.Д. Биомеханика: Учебное пособие для студентов факультетов физического воспитания педагогических институтов. М.: Просвещение, 1975. - 239с., ил.
9. Донской Д.Д., Зайцева Л.С., Каймин М.А. Расчетно-графические работы по биомеханике - М., ГЦОЛИФК, 1988., с.44.
10. Жуков Е.К., Котельникова Е.Г., Семенов Д.А. Биомеханика физических упражнений. - М., 1963.
11. Зациорский В.М. Аруни А.С., Силуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата. - М., 1981.
12. Зациорский В.М., Каймин М.А. Биомеханика ходьбы. - М., ГЦОЛИФК, 1978, с.65.
13. Зациорский В.М., Прилуцкий Б.И. Физиология отрицательной работы. М., ГЦОЛИФК, 1988, с.51.
14. Зайцева Л.С. Методологические разработки для студентов. - М.: ГЦОЛИФК, 1984.
15. Зациорский В.М., Каймин М.А., Лазаренко Т.П., Михайлов Н.Г., Прилуцкий Б.Н. Биомеханика циклических видов спорта. - М., ГЦОЛИФК. 1988, с.80.
16. Кичайкина Н.Б., Дьяченко Н.А., Синьхин В.Д. Биомеханика физических упражнений: Учебно-методическое пособие по педагогике физического воспитания. - Л., ЛИЭИ.
17. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Краткий теоретический курс физики. - М., 1969. - Книга 1. Механика.
18. Макутин А.Н. Обучение спортивным движениям. - Киев, 1986.
19. Миненков Б.В. Техника и методика тензометрических исследований в биологии и медицине. - М., 1976.
20. Назаров В.Т. Движение спортсмена. - Минск, 1984, с.176, ил.
21. Спортивная метрология: учебник для институтов физической культуры под ред. В.М.Зациорского. - М.: Физкультура и спорт, 192-256 с., ил.
22. Уткин В.М. Биомеханика физических упражнений. -М.: Просвещение, 1989. - 210 с.,

ил.

23. Уткин В.Д. Биомеханические аспекты спортивной практики. - М.: Физкультура и спорт, 1984.

24. Практикум по биомеханике В.В. Техника и методика тензометрических исследований в биологии и медицине. - М., 1976.

25. Уткин В.М., Заикин В.А., Зимина О.В., Керпушкин А.А., Сейранов С.Г. Биомеханика - М., ГЦОЛИФК. 1987, 68с.

26. Шалманов Ал.А., Шалманов Ан.А. Биомеханика взаимодействия с опорой в прыжковых упражнениях. - М., ГЦОЛИФК, 1986, с.58.